

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITA' DI BOLOGNA

CAMPUS DI CESENA

SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

Analisi del cammino e della corsa con stampelle in soggetti amputati tramite sensori inerziali

Elaborato in

Biomeccanica

Relatore

Ing. Silvia Fantozzi

.....

Presentata da

Francesca Aprea

Sessione I

Anno Accademico 2014-2015

INDICE

Introduzione.....	1
Capitolo 1: Analisi del movimento umano	3
1.1 Origini dell'analisi del movimento.....	4
1.2 Analisi stereofotogrammetrica.....	6
Capitolo 2: Sensori inerziali.....	9
2.1 Accelerometro.....	10
2.2 Giroscopio.....	13
2.3 Magnetometro.....	16
Capitolo 3: Analisi del cammino e della corsa.....	17
3.1 Analisi del cammino.....	17
3.2 Le fasi del passo.....	18
3.3 Analisi della corsa.....	20
3.4 Parametri spazio-temporali.....	23
3.5 Utilizzo dei sensori inerziali nella corsa.....	24
3.5.1 Parametri di output orientati alla ricerca.....	27
3.5.2 Parametri di output utili agli allenatori.....	28
Capitolo 4: Materiali e metodi.....	33
4.1 Il sistema OPAL.....	33
4.2 Fasi della corsa con stampelle.....	38
4.3 Angoli articolari della caviglia.....	40
4.4 Analisi dell'accelerazione antero-posteriore della pelvi.....	43
4.5 Analisi della velocità angolare.....	44
4.5.1 Trasformata Wavelet.....	45
4.6 Analisi dell'accelerazione verticale del piede.....	48
4.7 Analisi del modulo dell'accelerazione del piede.....	49
Capitolo 5: Risultati.....	51
5.1 Risultati corsa soggetti normodotati.....	51
5.2 Parametri temporali corsa normodotati.....	52
5.3 Risultati corsa soggetto amputato.....	54
5.4 Parametri temporali corsa amputato.....	57
Conclusioni e sviluppi futuri	61
Bibliografia.....	62

Introduzione

L'analisi del movimento è una disciplina scientifica applicata in diversi ambiti, che vanno dal campo medico a quello sportivo. In particolare in ambito sportivo la biomeccanica comprende l'analisi e la comprensione del gesto tecnico, finalizzate al miglioramento della prestazione e alla prevenzione di infortuni.

Si definisce bio-cinematica la parte della biomeccanica che studia il movimento umano senza tener conto delle cause che lo determinano. Le grandezze che vengono studiate sono quindi posizione, velocità e accelerazione. La tecnica tradizionale usata per la misura di queste grandezze è la stereofotogrammetria. Nonostante l'elevata accuratezza, questo sistema presenta dei limiti quali la visibilità ottica, la complessità del set-up sperimentale e la necessità di un laboratorio con apposite attrezzature. Negli ultimi anni, vengono utilizzati altri sistemi di misura che superano i limiti della stereofotogrammetria.

Gli IMU (Inertial Measurement Unit) sono sensori indossabili utilizzabili anche al di fuori di un laboratorio e di costo inferiore rispetto ai sistemi optoelettronici. Nei sistemi inerziali il principale problema è dovuto al processo di integrazione dei segnali, per determinare posizione e orientamento, che spesso genera errori e rumore.

In questa tesi è stata analizzata la corsa tramite sensori inerziali avendo la necessità di effettuare l'analisi al di fuori di un laboratorio. In particolare è stata studiata la corsa con stampelle di un soggetto amputato, partendo dall'analisi della corsa di normodotati. Facendo uno studio dei lavori disponibili dalla letteratura sulla corsa di normodotati, e valutando i possibili parametri ricavabili dall'utilizzo dei sensori inerziali, sono stati calcolati i parametri temporali. Essi infatti forniscono informazioni utili per atleti e allenatori. Sono stati individuati dalla letteratura quattro metodi principali per il calcolo di questi parametri. Prima sono state effettuate prove su soggetti normodotati, e calcolati i parametri temporali tramite due dei quattro metodi individuati in letteratura. Successivamente si è analizzata la corsa con stampelle di un soggetto amputato, applicando i metodi forniti dalla letteratura per soggetti normodotati, e ne sono stati calcolati i parametri temporali per poter essere tra loro confrontati.

Le prove relative all'analisi della corsa sono state effettuate nel centro sportivo Record del CUSB di Bologna. I dati acquisiti e gli algoritmi utilizzati sono stati elaborati in ambiente Matlab.

Il primo capitolo di questa tesi fornisce una panoramica sull'analisi del movimento umano, nel secondo vengono spiegati cosa sono e quali sono i sensori inerziali, nel terzo capitolo

vengono illustrate le caratteristiche del cammino e della corsa, e viene presentata una revisione della letteratura sull'utilizzo dei sensori inerziali nella corsa. Il quarto capitolo comprende la strumentazione e i metodi utilizzati in questo test, il quinto fornisce i risultati ottenuti, e nel sesto capitolo vengono commentati i risultati ed esposti i possibili sviluppi futuri.

Capitolo 1

Analisi del movimento umano

L'analisi del movimento è una disciplina scientifica che si occupa della valutazione del movimento umano. È una tecnica applicata a diversi ambiti, che vanno dal campo medico, sportivo alla ricerca scientifica, e comprende: l'acquisizione di dati sperimentali, la loro elaborazione e l'interpretazione dei risultati [1]. Consente la misurazione e la descrizione di differenti aspetti di un atto locomotorio e può essere finalizzata al miglioramento della prestazione motoria, all'approfondimento delle conoscenze fisiologiche, alla valutazione post-infortunio e al miglioramento tecnologico delle attrezzature presenti in ambiente formativo.

Fondamentale aspetto nell'analisi del movimento è la cinematica. Si chiama bio-cinematica la parte della biomeccanica che studia le proprietà del movimento umano senza tener conto delle cause che lo determinano. Definire cinematicamente un moto o una legge del moto di un corpo (punto) vuol dire definire, ad ogni istante, la posizione di questo corpo (punto) rispetto al sistema di riferimento scelto. Il movimento in una prima approssimazione è infatti uno spostamento che avviene più o meno rapidamente nello spazio e nel tempo, seguendo una certa traiettoria [2].

La cinematica articolare è la descrizione del moto relativo tra due segmenti corporei adiacenti, supposti rigidi, ovvero del moto relativo delle loro ossa. L'analisi biomeccanica deve in ogni caso soddisfare la regola fondamentale dell'affidabilità e, nel caso in cui i risultati dell'analisi del movimento debbano essere usati in un contesto clinico, è importante che il moto relativo delle articolazioni sia descritto basandosi su definizioni coerenti con la terminologia medica.

I metodi sperimentali ed analitici utilizzati per descrivere i movimenti articolari durante l'esecuzione di un task motorio devono soddisfare i seguenti requisiti [3]:

- fornire risultati ripetibili e confrontabili;
- fornire risultati esprimibili usando la terminologia propria dell'anatomia e della fisiologia;
- descrivere la cinematica articolare in modo coerente con le descrizioni qualitative già disponibili nella letteratura anatomica e fisiologica.

La dinamica si differenzia dalla cinematica in quanto è il ramo della meccanica che si occupa dello studio del moto dei corpi e delle sue cause, ossia delle circostanze che lo determinano e lo modificano: le forze [2].

La biomeccanica in ambito sportivo comprende l'analisi e la comprensione della prestazione, finalizzate a miglioramenti dell'atleta e alla comprensione di meccanismi che stanno alla base di infortuni a scopo di prevenzione.

1.1 Origini dell'analisi del movimento

I primi esempi di quantificazione complessa del movimento umano risalgono alla fine dell'ottocento. Eadweard Muybridge, fotografo inglese della seconda metà dell'800, fu il pioniere della fotografia del movimento. Egli infatti tramite l'analisi del movimento ricavata dalle fotografie dimostrò che durante il galoppo di un cavallo esisteva un istante in cui tutte le zampe erano sollevate da terra, ma non nella posizione di completa estensione come era comunemente raffigurato in quell'epoca, smentendo il pensiero comune. Nel 1872 Muybridge fotografò un cavallo in corsa utilizzando 24 fotocamere sistemate parallelamente lungo il tracciato, dove ogni singola macchina veniva azionata da un filo colpito dagli zoccoli. La sequenza di fotografie chiamata "The Horse in motion" mostrò come gli zoccoli si sollevassero dal terreno contemporaneamente [4].

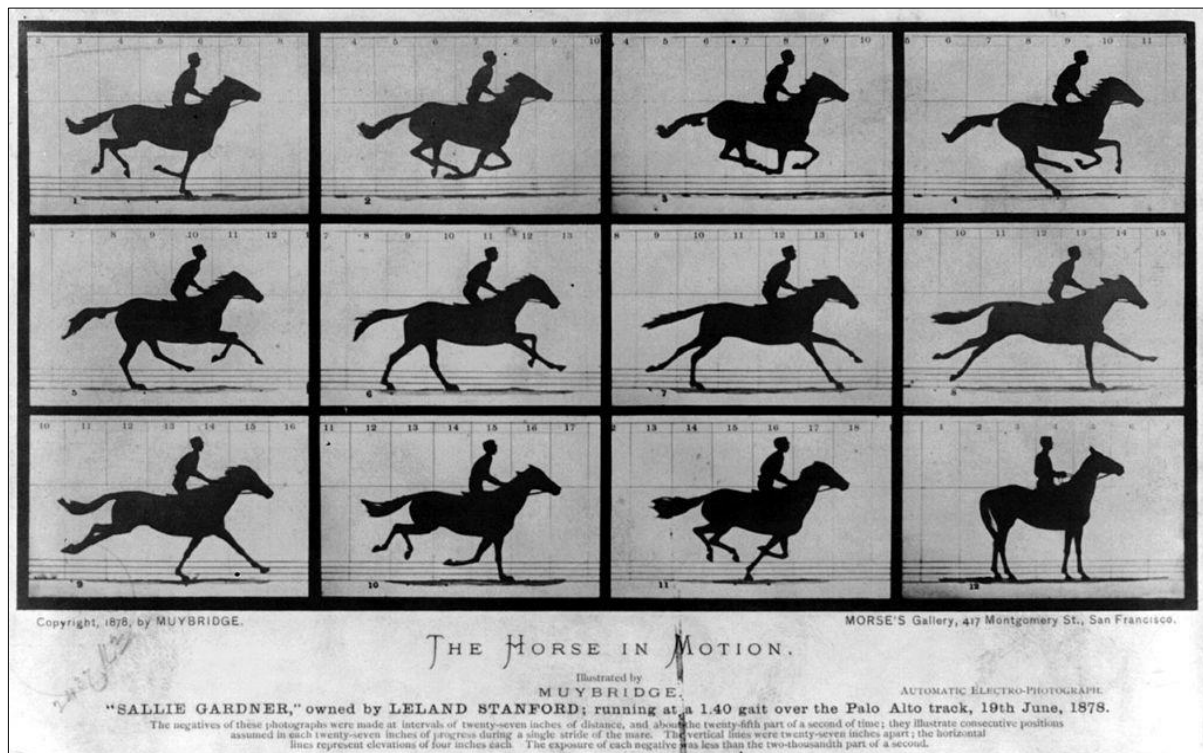


Figura 1: "The Horse in Motion", Eadweard Muybridge, 1878

Nel periodo in cui Muybridge effettuava i suoi studi, Etienne-Jules Marey, fisiologo francese, lavorò sulla fotografia ad alta velocità. Nel 1888 creò la cronotografia, cioè la possibilità di registrare in un'unica immagine ed in un'unica lastra fotografica varie posizioni di un soggetto in movimento in corrispondenza di diversi momenti temporali. Il cronofotografo registrava le diverse posizioni che avrebbero composto l'immagine finale grazie alla regolare e continua apertura/chiusura dell'otturatore dell'obiettivo. Fu il primo ad utilizzare un set di “marker” per determinare il movimento. I suoi soggetti indossavano una tuta nera su sfondo scuro con strisce o bottoni bianchi all'altezza delle articolazioni [5].

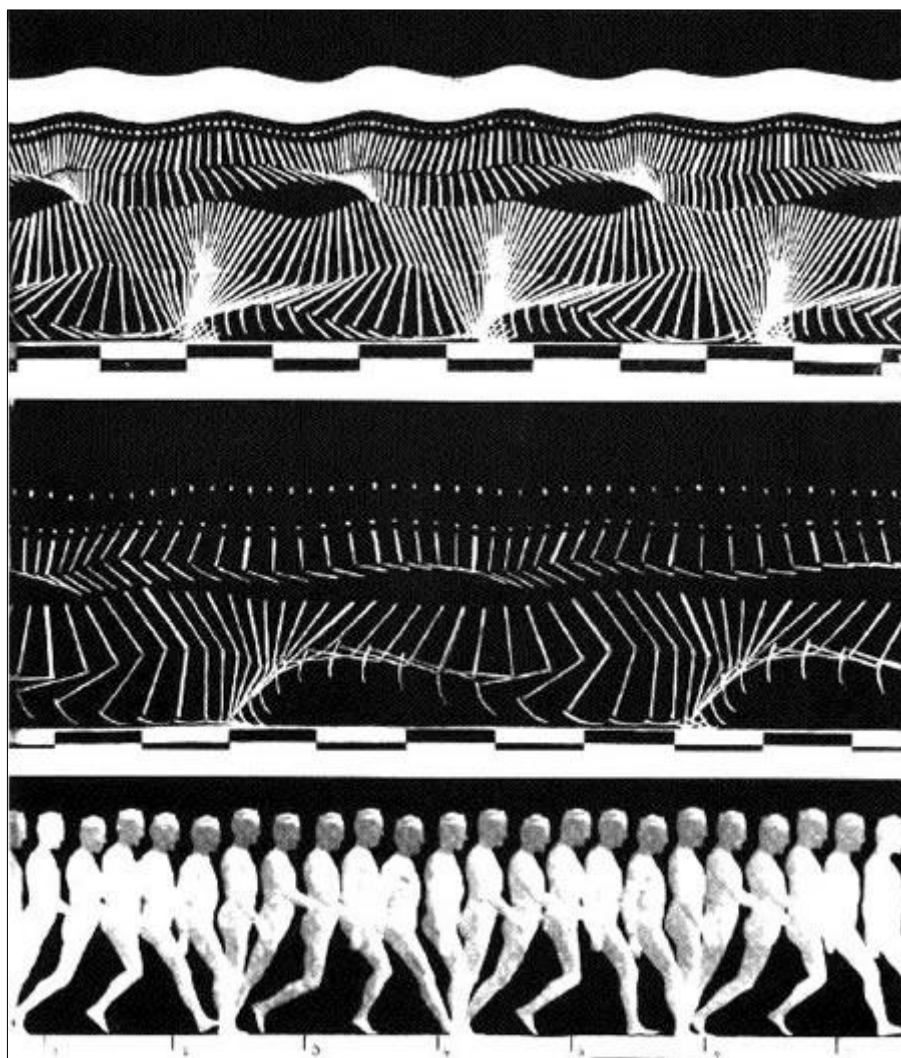


Figura 2: “ Geometric cronophotograph of the man in the black suit”, Marey, 1883

Successivamente Otto Fisher e Wilhelm Braune nel loro lavoro “The Human Gait” ottennero una precisa analisi del movimento utilizzando 4 camere che riprendevano un soggetto con marker particolari (Tubi Geissler) i quali emettevano un segnale luminoso visibile durante la

registrazione. Realizzarono il primo resoconto dei movimenti delle articolazioni durante le fasi del cammino [5].

Infine nel 1940 il gruppo composto da Sanders, Inmann e Sutherland elaborò un processo di misura che prevedeva l'utilizzo di tre camere rispetto al soggetto, per avere le proiezioni del moto su tre piani ortogonali: laterale, trasversale e frontale.

1.2 Analisi stereofotogrammetrica

La fotografia del movimento oggi avviene tramite sistemi optoelettronici, in particolare attraverso l'analisi stereofotogrammetrica. Il termine *fotogrammetria* è di origine Greca e definisce “l'arte, la scienza e la tecnologia di ottenere informazioni attendibili di oggetti fisici e dell'ambiente, attraverso processi di lettura, registrazione ed interpretazione di immagini fotografiche, patterns di energia radiante elettromagnetica e altri fenomeni” (Slama, 1980) [2]. Il prefisso *stereo* definisce invece che questa è fatta da più punti di vista. Nell'ambito dell'analisi del movimento i metodi stereofotogrammetrici sono stati usati per ricostruire le coordinate 3-D dei punti di repere anatomici da fotografie, radiografie e immagini video [2].

Il sistema optoelettronico è composto da un numero minimo di due telecamere. Attraverso algoritmi matematici e procedure di stereofotogrammetria si è in grado di combinare le immagini bidimensionali provenienti da ogni telecamera ed elaborare un'immagine tridimensionale [6]. Questi sistemi sono quindi utilizzati per il tracking 3D della posizione di un set di punti fiduciali, costituiti da marker retro-riflettenti (marcatori passivi) o a emissione di luce (marcatori attivi) [2]. I marker, di forma sferica o semisferica, vengono posti sul soggetto in esame. I marcatori passivi sono utilizzati grazie all'illuminazione stroboscopica a infrarossi prodotta da un array di diodi a emissione di luce montati attorno alle lenti di ciascuna camera. Il riconoscimento dei marker nei vari frame avviene attraverso tecniche di sogliatura, blob analysis, correlazione. I marcatori attivi invece trasmettono sequenzialmente in modo tale che il sistema può rilevare automaticamente ogni marker grazie al tempo di trasmissione. Le accuratezze e le frequenze di campionamento dei marcatori passivi potrebbe essere inferiore ai marcatori attivi, ma il vantaggio è l'assenza di cavi, batterie e circuiti di trasmissione che il soggetto deve indossare. Le coordinate 3D di ciascun marker sono calcolate sulla base dei dati 2D di due o più telecamere, nota la loro posizione e i parametri interni, definiti in fase di calibrazione [2]. Note le coordinate tridimensionali dei marker è possibile calcolare traiettorie, grandezze angolari, e quindi determinare angoli di flessione-estensione, abduzione-adduzione e extra-intra rotazione delle principali articolazioni, velocità e accelerazioni.



Figura 3: Videocamera per stereofotogrammetria

Per quanto riguarda le tecnologie di misura, le videocamere sono dotate di dispositivi di rilevazione del segnale luminoso e di trasduzione in segnale elettrico come i sensori CCD (Charge Coupled Device), CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) o diodi a effetto foto-laterale.

I sensori CCD, costituiti da array lineari o matrici di pixel, sono caratterizzati dal fatto che la carica di ciascun pixel è trasferita attraverso un numero limitato di nodi di uscita verso l'esterno del chip in forma analogica. Il sensore CCD si dice essere indirizzabile, perché ogni elemento sensibile della matrice di acquisizione corrisponde ad una coppia di numeri che rappresentano le coordinate x e y rispetto al sistema di riferimento bidimensionale del piano immagine [2].

Nei sensori CMOS invece, ogni pixel possiede il proprio sistema di conversione della carica in tensione. Tutti i segnali che provengono dalle telecamere vengono raccolti da un concentratore che gestisce, potenzia e sincronizza tutte le informazioni acquisite (Video Hubs) e successivamente trasferite a un PC, che processa le immagini acquisite in real-time. Ad ogni concentratore possono essere collegate fino a 3 telecamere ed inoltre permette l'interfacciamento con altri dispositivi come pedane di forza o sistemi per l'elettromiografia. Nonostante la buona accuratezza del sistema stereofotogrammetrico e il numero molto elevato di punti osservabili simultaneamente, questo sistema presenta dei limiti quali la visibilità ottica e la complessità del set-up sperimentale e delle procedure di elaborazione dei dati. Inoltre questa tecnica necessita di un laboratorio con apposite attrezzature, non sempre adatto per analisi che devono essere effettuate in spazi aperti. In aggiunta, da un punto di vista

clinico, le prove effettuate in laboratorio possono non rispecchiare perfettamente i movimenti quotidiani perché il comportamento del paziente in laboratorio potrebbe essere diverso da quello nella quotidianità [7].

Capitolo 2

Sensori inerziali

I sistemi di analisi del movimento utilizzati oggi sono diversi. In particolare per la cinematica è possibile distinguere varie classi di dispositivi sulla base del principio di trasduzione utilizzato [2]:

- Tracker meccanici
- Tracker magnetici
- Tracker acustici
- Tracker inerziali
- Tracker ottici

La più importante tecnologia usata per rilevare il movimento umano è la video-motion sensing (tracker ottici). In comune con altre tecnologie come quelle a infrarossi, elettromagnetiche e a ultrasuoni, l'analisi video è una tecnica riferita esternamente, ossia è necessaria una sorgente esterna (ottica, magnetica, acustica) per determinare l'orientamento e la posizione dell'oggetto di interesse [7]. Come affermato nel capitolo precedente, nonostante i vantaggi di questa tecnica, l'elevato costo e il ristretto volume di misura a causa della limitata efficacia della sorgente, sono dei limiti da considerare. In aggiunta alla restrizione del range, interferenze e distorsioni possono portare errori nella determinazione della posizione e dell'orientamento. Sorge quindi la necessità di un sistema di monitoraggio capace di fornire un'analisi oggettiva del movimento umano.

La capacità dei sensori inerziali di essere sensibili al loro stesso movimento li rende dispositivi adatti per il monitoraggio del movimento, venendo meno la dipendenza dal laboratorio. Sono sensori da cui, dopo essere stati fissati sul corpo, è possibile determinare informazioni su posizione e orientamento dalla misura di quantità fisiche come accelerazione, velocità angolare e campo magnetico, riferite alla parte del corpo su cui è posizionato il sensore [7].

Si definisce ISA (Inertial Sensor Assembly) una struttura che contiene più sensori inerziali (accelerometri e/o giroscopi) in orientamenti fissati gli uni rispetto agli altri. Un IMU (Inertial Measurement Unit) è un'unità che misura il movimento lineare e angolare nelle tre dimensioni dello spazio senza alcun riferimento esterno. Utilizzando gli output ottenuti da un IMU, un sistema di navigazione inerziale INS (Inertial Navigation System) stima l'orientamento del segmento in esame [7].

I recenti sviluppi nel campo dei sistemi microelettromeccanici (MEMS) hanno portato allo sviluppo di una nuova generazione di sensori inerziali. Utilizzando la tecnologia MEMS, le specifiche tecniche dei sensori in termini di robustezza, ingombro, consumi energetici, performance, misura e costo sono appropriate per le applicazioni biomediche [7].

Nei sistemi inerziali il principale problema è che posizione e orientamento sono trovati integrando i segnali trovati dagli accelerometri e giroscopi, quindi eventuali offset e rumori presenti in questi segnali, una volta integrati, portano alla presenza di drift che tendono a far crescere gli errori di orientamento. Un altro problema di questi sensori è che non sono molto adatti alla determinazione di posizione e orientamento assoluti. Il processo di integrazione infatti, necessita la conoscenza accurata delle condizioni iniziali ma i sensori inerziali non riescono a determinarle del tutto (posizione e velocità), o riescono a determinarle in parte (orientamento). Per questo motivo, l'utilizzo dei sensori inerziali è più efficace nelle applicazioni di analisi del movimento relativo [7].

2.1 Accelerometro

Gli accelerometri sono sensori che misurano le accelerazioni lineari dei vari segmenti corporei su cui vengono posizionati [5].

Le velocità possono essere ottenute tramite integrazione dell'informazione di accelerazione, mentre una seconda integrazione ci restituisce lo spostamento come funzione del tempo. Nel calcolo di queste integrazioni, le condizioni iniziali devono essere note, cosa non facile in alcuni task motori, e che comunque non garantisce errori d'integrazione sufficientemente limitati per gli scopi dell'analisi del movimento [7]. Per questo motivo gli accelerometri sono utili primariamente quando l'informazione di base che si vuole conoscere è l'accelerazione, e questa è d'interesse primario nell'indagine di una feedback in tempo reale, e per raccolta di dati sul campo.

Il principio che permette il funzionamento degli accelerometri, si basa sulla rilevazione dell'inerzia di una massa quando viene sottoposta ad una accelerazione. All'interno dell'accelerometro una massa è fissata ad un elemento elastico, a sua volta legato ad una struttura fissa [5]. Quando si è in presenza di un'accelerazione, la massa si sposta dalla posizione di riposo in modo proporzionale all'accelerazione; il sensore rileva tale spostamento e converte questa misura in un segnale elettrico.

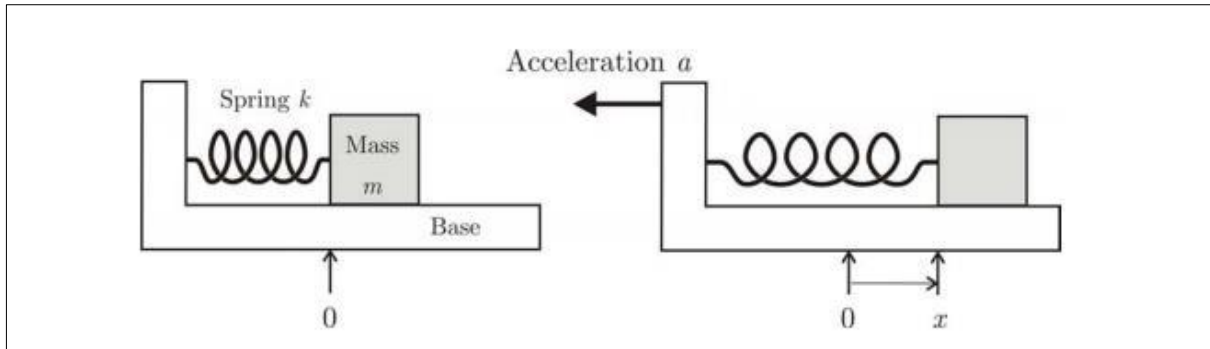


Figura 4: Accelerometro monoassiale comprendente una massa attaccata a una molla

L'elemento elastico segue la legge di Hooke, secondo la quale la molla è sottoposta a una forza di ritorno elastico proporzionale alla deformazione impressa: $F_{molla} = kx$ dove k è la costante elastica della molla e x la deformazione. Applicando il secondo principio della dinamica, per il quale $F = ma$ e imponendo che le forze siano uguali e contrarie per il terzo principio della dinamica, $F = ma = kx$ si ricava che un'accelerazione a causerà uno spostamento x della massa pari a :

$$x = \frac{ma}{k}$$

oppure osservando lo spostamento x , la massa subirà un'accelerazione pari a:

$$a = \frac{xk}{m}$$

Un'altra schematizzazione di un accelerometro è data dal sistema massa-molla-smorzatore (o damper).

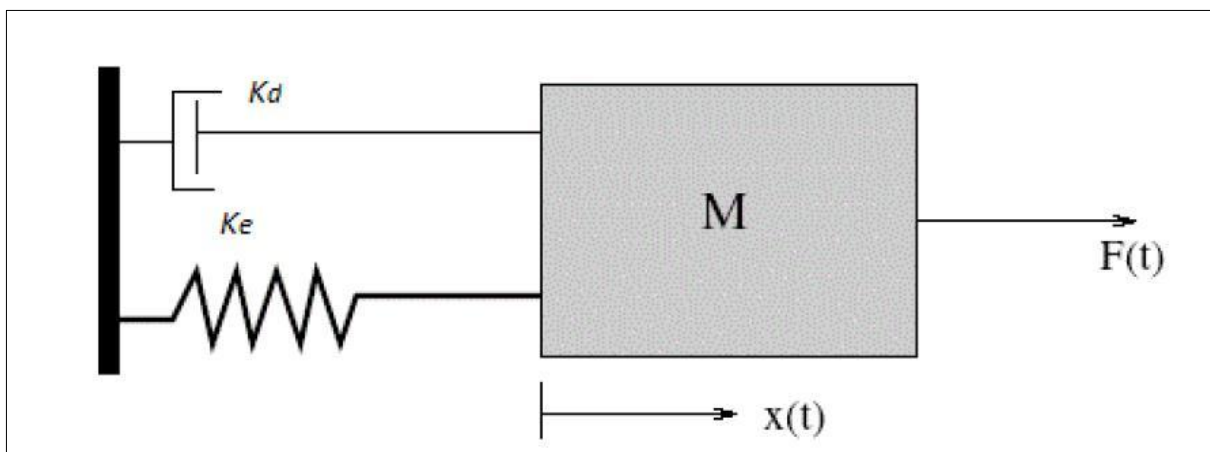


Figura 5: Sistema massa-molla-smorzatore viscoelastico

La massa mobile si muove in funzione dell'accelerazione subita, della costante elastica della molla (k_e) e della costante viscoelastica del damper (k_d). La forza della sollecitazione esterna è legata allo spostamento subito dall'equazione:

$$F(t) = F_M(t) + F_d(t) + F_e(t) = M \left(\frac{d^2x(t)}{dt^2} \right) + k_d \left(\frac{dx(t)}{dt} \right) + k_e x(t)$$

In un accelerometro monoassiale lo spostamento della massa è una misura della differenza tra l'accelerazione inerziale (a) e l'accelerazione gravitazionale (g), lungo il suo asse sensibile identificato dal vettore n [8]. L'accelerazione gravitazione fornisce informazioni sull'orientamento del sensore.

Il segnale elettrico misurato può essere espresso come: $S = (a - g)n$

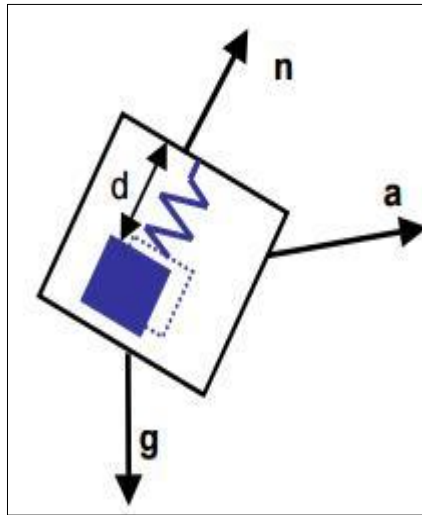


Figura 6: Accelerometro monoassiale. Il vettore n rappresenta l'asse sensibile del sensore

Un accelerometro monoassiale misura solamente la componente dell'accelerazione parallela alla sua direzione sensibile, ma essendo spesso necessario monitorare l'accelerazione lungo i tre assi spaziali, è possibile costruire un accelerometro triassiale assemblando insieme tre accelerometri monoassiali in modo che ognuno identifichi uno dei tre assi spaziali.

Gli accelerometri si possono classificare in base al tipo di principio fisico che viene utilizzato per rilevare lo spostamento della massa inerziale mobile rispetto alla massa fissa del sensore. Tre sono le principali categorie di dispositivi: piezoresistivi, piezoelettrici e a capacità variabile.

Accelerometri piezoresistivi

L'elemento sensibile di questi sensori è un cristallo piezoresistivo, che ha la proprietà di modificare la propria resistenza elettrica quando è applicata una forza. Questi sensori sono costituiti da una massa collegata con delle molle ad uno strato di polisilicio e misurano quindi la resistenza di un conduttore quando viene deformato meccanicamente dalla massa di prova. L'elemento sensibile è posto in una configurazione a ponte di Wheatstone per trasformare le variazioni della resistenza in una differenza di potenziale proporzionale all'ampiezza dell'accelerazione subita dalla massa.

Accelerometri piezoelettrici

Sfruttano come principio per la rilevazione dello spostamento della massa, la differenza di potenziale generato da un cristallo piezoelettrico, come il quarzo, quando è sottoposto ad una deformazione meccanica.

In questi accelerometri la massa viene sospesa sul cristallo piezoelettrico, che, in questo caso, costituisce sia il sensore, che l'elemento elastico. In presenza di un'accelerazione la massa, che presenta una certa inerzia, comprime il cristallo, il quale genera un segnale elettrico proporzionale alla compressione.

Accelerometri capacitivi

L'accelerometro capacitivo sfrutta la variazione della capacità elettrica di un condensatore al variare della distanza tra le sue armature, per determinare lo spostamento della massa.

In questi accelerometri la massa, realizzata con materiale conduttivo, costituisce un'armatura, mentre l'altra è realizzata sulla struttura fissa del dispositivo, nell'immediata prossimità della massa. La massa viene sospesa su un elemento elastico relativamente rigido. Un apposito circuito rileva la capacità del condensatore così realizzato e genera un segnale elettrico proporzionale alla posizione della massa, dipendente dall'accelerazione subita.

2.2 Giroscopio

Il giroscopio è uno strumento rotante che tende a mantenere il suo asse di rotazione orientato in una direzione fissa [5]. Sono sensori che misurano la velocità angolare dei segmenti corporei su cui sono posizionati.

La tecnologia attuale permette di costruire giroscopi che sfruttano principi di funzionamento diversi. Esistono infatti giroscopi meccanici, ottici e microelettronici a massa vibrante. I giroscopi meccanici convenzionali e quelli ottici trovano largo impiego nel campo della

navigazione, ma non sono adatti nell'analisi del movimento umano poiché sono entrambi costosi e ingombranti. I giroscopi MEMS a masse vibranti invece, sono piccoli, economici e consumano piccole quantità di energia. Sono quindi ideali per l'utilizzo nell'analisi del movimento umano [8].

Questa tipologia di giroscopi può essere implementata in diverse geometrie, tutte basate sul principio di una massa vibrante che subisce una vibrazione addizionale causata dall'effetto di Coriolis, il quale viene sfruttato per percepire l'entità della rotazione del giroscopio.

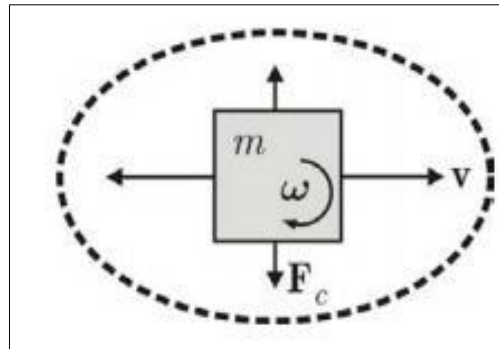


Figura 7: Giroscopio a massa vibrante

In assenza di rotazione, l'elemento vibrante integrato nel sensore oscilla continuamente all'interno di un piano. Invece, in presenza di una rotazione attorno a un asse perpendicolare al piano di vibrazione della massa, l'elemento vibrante devia dal proprio piano di vibrazione sotto l'effetto dell'accelerazione di Coriolis e l'ampiezza di questa vibrazione fuori dal piano è proporzionale alla velocità angolare applicata.

La forza di Coriolis è una forza apparente, a cui risulta soggetto un corpo quando si osserva il suo moto da un sistema di riferimento che sia in moto circolare rispetto a un sistema di riferimento inerziale. La sua intensità è proporzionale alla massa vibrante (m) e alla sua velocità (v) e alla velocità angolare del sistema di riferimento ruotante (ω), secondo la relazione:

$$F_c = -2m\omega \times v$$

Considerando l'esempio in figura 8, la massa m può muoversi nella direzione indicata dall'asse x in seguito ad una vibrazione imposta dall'attuatore. Se il giroscopio viene fatto ruotare con una velocità angolare ω lungo l'asse z , subirà, per effetto del principio di Coriolis, una forza F_c nella direzione indicata sull'asse y , tanto maggiore quanto maggiore è la velocità

angolare a cui è sottoposto il giroscopio. Lo spostamento nella direzione di y è pertanto direttamente correlato alla velocità angolare che si vuole conoscere [9].

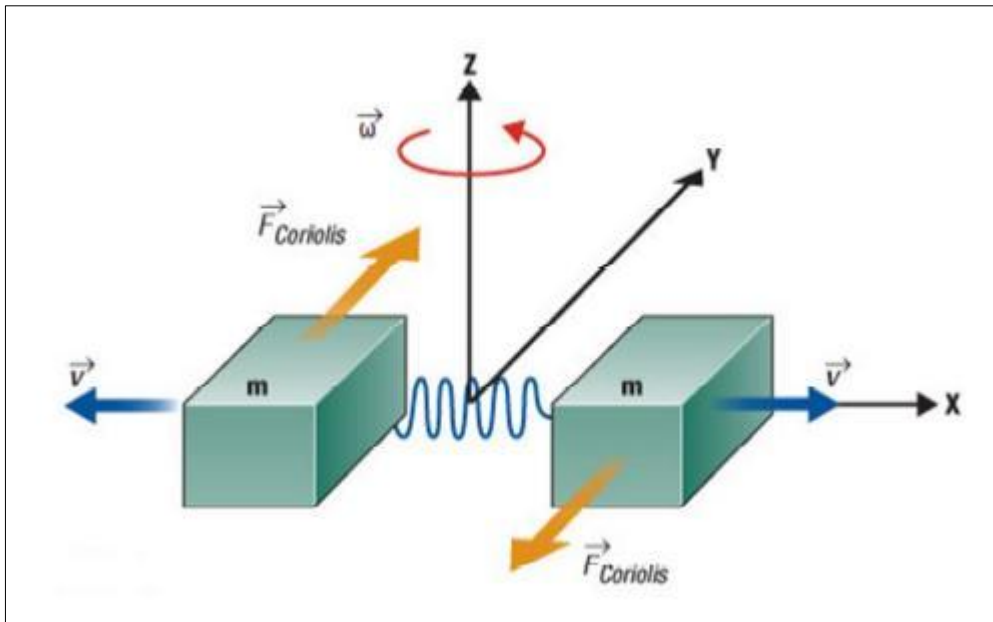


Figura 8: Esempio di giroscopio a masse vibranti

In ambito biomeccanico i giroscopi possono essere applicati a qualsiasi parte del corpo, e grazie al loro uso fuori dai laboratori sono spesso usati per la registrazione del cammino per lunghi periodi. Infatti dal segnale di velocità angolare possono essere ricavate variabili spazio-temporali, come la velocità, la lunghezza del ciclo di cammino e del passo e tempo di stance e swing, utili sia per fini clinici che sportivi.

Il problema principale dei giroscopi è la presenza di piccoli offset che provocano derive del segnale ed errori inaccettabili durante il processo di integrazione necessario per valutare le variazioni di orientamento.

I giroscopi a massa vibrante sono più sensibili alla temperatura e allo shock meccanico rispetto agli accelerometri, a causa del fissaggio meccanico della molla vibrante all'interno dell'alloggiamento del sensore, e hanno costi più alti e dimensioni maggiori.

Come per gli accelerometri, un giroscopio triassiale può essere ottenuto come combinazione di tre giroscopi monoassiali. L'output di un giroscopio 3D calibrato è la velocità angolare espressa nel sistema di riferimento del sensore.

2.3 Magnetometro

Il magnetometro è lo strumento di misura del campo magnetico. I sensori magnetici definiscono la componente del campo magnetico locale lungo un asse sentito, producendo un segnale elettrico significativo [7].

Un compasso magnetico è un dispositivo elettronico che rileva la direzione relativa al nord magnetico, misurando la direzione del campo magnetico locale terrestre. Il campo magnetico terrestre ha una componente parallela alla superficie terrestre che punta sempre verso il nord magnetico, di conseguenza la sua proiezione sul piano orizzontale può essere usata per determinare la direzione del compasso, come mostrato in figura 8 [7].

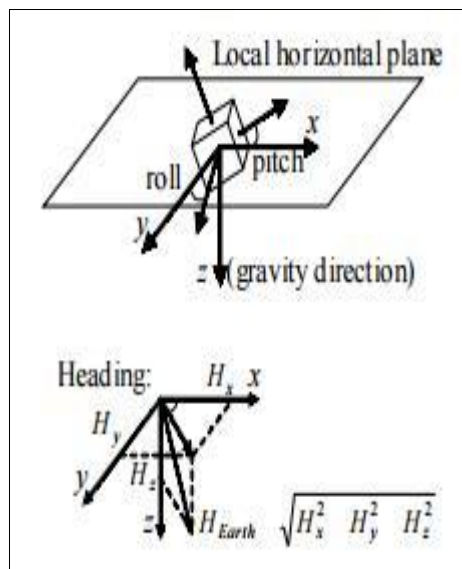


Figura 9: Inclinazione del compasso relativa al piano orizzontale terrestre definito dalla direzione della gravità

Il progetto di molti magnetometri integra tre sensori magnetici, i cui assi sensibili sono reciprocamente perpendicolari, nello stesso alloggiamento, in modo da ricostruire la componente orizzontale, purché l'inclinazione dell'involucro del sensore sia stimato mediante un sensore di gravità [7].

Nell'analisi del movimento, la misura del campo magnetico terrestre rappresenta il principio di rilevamento orizzontale necessario per completare il principio di rilevamento verticale degli accelerometri, in modo tale da consentire il monitoraggio nelle tre dimensioni dell'orientamento.

Per effettuare una precisa misura del campo magnetico è necessario evitare la presenza di materiali ferromagnetici e apparecchiature elettroniche nelle vicinanze del sensore.

Capitolo 3

Analisi del cammino e della corsa

3.1 Analisi del cammino

Il cammino è caratterizzato da un pattern di attività motoria ciclica degli arti inferiori e del tronco che consente di trasferire il peso corporeo sull'arto di supporto e di avanzare l'arto controlaterale in avanti [1].

La locomozione è un movimento multisegmentale coordinato; l'unità fondamentale del movimento è il passo. La parte destra e sinistra del corpo si alternano nella locomozione bipede in perfetta opposizione di fase. Su terreni regolari il piede viene posizionato sempre nella posizione corretta anche senza il controllo visivo con un atterraggio sul tallone e un decollo dall'alluce. La traiettoria seguita dal piede è molto regolare: la gamba si solleva il necessario perché non ci sia sfregamento della punta del piede sul terreno durante la fase di pendolamento [2].

La valutazione clinica del cammino quindi, effettuata attraverso una analisi del passo, consente di analizzare attentamente il comportamento dei diversi distretti articolari e/o segmenti durante le singole fasi del ciclo del passo.

Lo studio del cammino può essere utile nella diagnosi delle patologie a carico di uno dei sistemi coinvolti (sistema nervoso, muscoloscheletrico), può fornire informazioni per conoscere il livello di limitazione funzionale conseguente alla patologia, consente la pianificazione di specifici trattamenti, e fornisce importanti elementi di valutazione dell'efficacia di interventi riabilitativi [1].

Ogni passo può essere suddiviso in diverse parti a seconda dello schema di analisi che si intende usare, ma la divisione fondamentale del movimento in ogni arto è in una fase di appoggio (*stance*) ed una di pendolamento (*swing*). Durante ogni passo il centro di massa del corpo ruota sopra l'arto d'appoggio mentre la sua proiezione cade tra i due piedi garantendo così l'equilibrio. L'oscillazione del centro di massa permette una efficiente trasformazione dell'energia potenziale (accumulata durante la prima fase dell'appoggio) in energia cinetica (durante la seconda parte dell'appoggio), proprio come nell'oscillazione di un pendolo. L'energia non viene recuperata totalmente: la parte dissipata per vincere gli attriti è fornita dai muscoli della gamba [2].

3.2 Le fasi del passo

Si definisce ciclo del cammino (*stride*), l'insieme dei movimenti compresi tra due successivi istanti di contatto con il terreno dello stesso piede. Invece ogni volta che una gamba avanza, si definisce uno *step* [2].

Per analizzare correttamente il cammino è necessario individuare due fasi:

- *heel strike* (contatto iniziale): è il primo impatto con il terreno che indica l'inizio dell'appoggio;
- *toe-off* (distacco finale): è l'ultimo impatto con il terreno che indica l'inizio dell'oscillazione.

Il ciclo di cammino inizia infatti all'istante di primo contatto di un piede con il suolo, e termina con il successivo contatto dello stesso piede.

Nel cammino normale simmetrico, le fasi del passo si dividono in:

Fase di appoggio (stance phase):

occupa circa il 60% del ciclo del passo, ed è il periodo in cui il piede è in contatto con il suolo. Inizia con il contatto iniziale del tallone (*heel strike*) nel terreno e finisce con distacco delle dita (*toe-off*) quando inizia la fase oscillante.

Fase di oscillazione (swing phase):

è il periodo di tempo in cui il piede non è in contatto con il suolo (circa il 40% del ciclo del passo).

Doppio appoggio (double support):

è il periodo in cui entrambi i piedi sono in contatto con il suolo. Si verifica due volte nel ciclo del passo.

Singolo appoggio (single support):

un solo piede è in contatto con il suolo

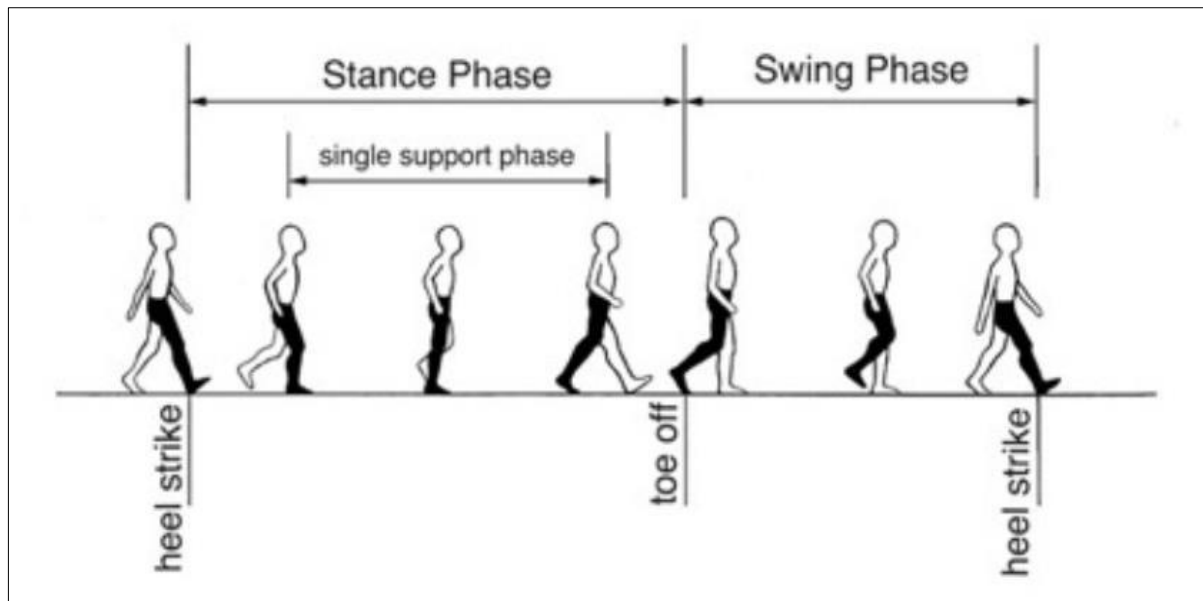


Figura 10: Fasi del cammino

La fase di stance può essere ulteriormente suddivisa in:

- *Initial contact*: istante in cui il piede, normalmente il tallone, tocca il terreno.
- *Loading response*: intervallo di tempo che va dall'initial contact al sollevamento dell'arto contro laterale dal suolo, durante il quale il peso viene spostato da un arto all'altro.
- *Mid-stance*: intervallo di tempo che va dal sollevamento dell'arto controlaterale dal suolo fino all'istante in cui le caviglie di entrambi gli arti sono allineate sul piano frontale.
- *Terminal stance*: intervallo di tempo che va dall'allineamento delle caviglie sul piano frontale all'initial contact dell'arto contro laterale.
- *Preswing*: intervallo di tempo che va dall'initial contact dell'arto controlaterale a pochi istanti prima del sollevamento dell'arto ipso laterale dal suolo (fase di scarico del peso).

La fase di swing può invece essere suddivisa in:

- *Initial swing*: sollevamento dell'arto dal suolo fino alla posizione di massima flessione del ginocchio.
- *Mid-swing*: intervallo di tempo che va dalla flessione del ginocchio alla posizione verticale della tibia.

- *Terminal swing*: intervallo di tempo che va dall'istante in cui la tibia è in posizione verticale all' initial contact. In questa fase l'arto viene decelerato in preparazione dell'heel strike che conclude la fase di swing.

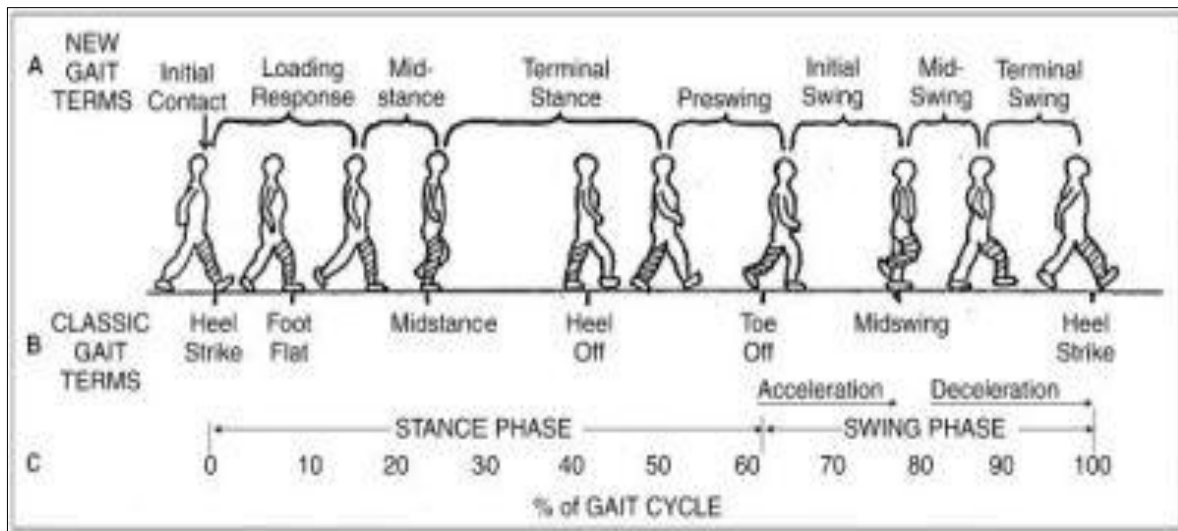


Figura 11: Le fasi del passo

3.3 Analisi della corsa

L'analisi della corsa permette di analizzare la posizione di vari segmenti corporei e l'evolversi degli angoli alle articolazioni durante la corsa. L'accurata misura di tali parametri, permette sia di analizzare l'efficienza ed efficacia del gesto atletico, sia di verificare la presenza di atteggiamenti patologici o potenzialmente nocivi. L'impiego di strumenti adatti assicura precisione e ripetibilità della misura, permettendo di analizzare ad esempio l'evolversi di un percorso di allenamento, oppure il recupero da un infortunio [10].

La differenza fondamentale tra la corsa e il cammino è la presenza della fase aerea (di sospensione). Durante questa fase, assente nella normale deambulazione, nessun piede rimane appoggiato a terra, infatti per un breve periodo di tempo il corpo si trova pertanto "in fase aerea" rispetto al terreno. Inoltre solitamente, nella corsa l'appoggio del piede a terra non avviene in sequenza tallone-avampiede come nella deambulazione. E' l'avampiede, e più precisamente la parte esterna metatarsale a prendere contatto con il suolo in modo da assorbire l'impatto e sfruttare contemporaneamente l'azione dei muscoli estensori [11].

Una corretta tecnica di corsa prevede il controllo dei diversi segmenti corporei: la testa, va mantenuta eretta in linea con il corpo, il busto deve essere leggermente inclinato in avanti, il bacino non deve essere arretrato rispetto al busto, le braccia devono avere un angolo gomito-avambraccio di circa 90°.

La tecnica della corsa può essere suddivisa in due fasi distinte [11]:

- *Fase di appoggio singolo*: ha inizio con il contatto del piede al suolo e termina con il movimento di piegamento/estensione dell'arto in appoggio.
- *Fase aerea*: caratterizzata dal movimento di recupero degli arti inferiori per garantire la giusta alternanza.

La fase di appoggio singolo può essere distinta in tre momenti:

- *Momento di ammortizzazione (figura 12)*: cioè la presa di contatto del piede sul terreno ed ammortizza l'impatto grazie all'azione del tricipite surale; durante questa fase viene sfruttata appieno la componente reattivo-elastica del piede. Il piede di appoggio si trova avanti al baricentro del corpo. Il muscolo quadricipite femorale, nel suo insieme, contribuisce nell'attenuazione dell'impatto del piede a terra.

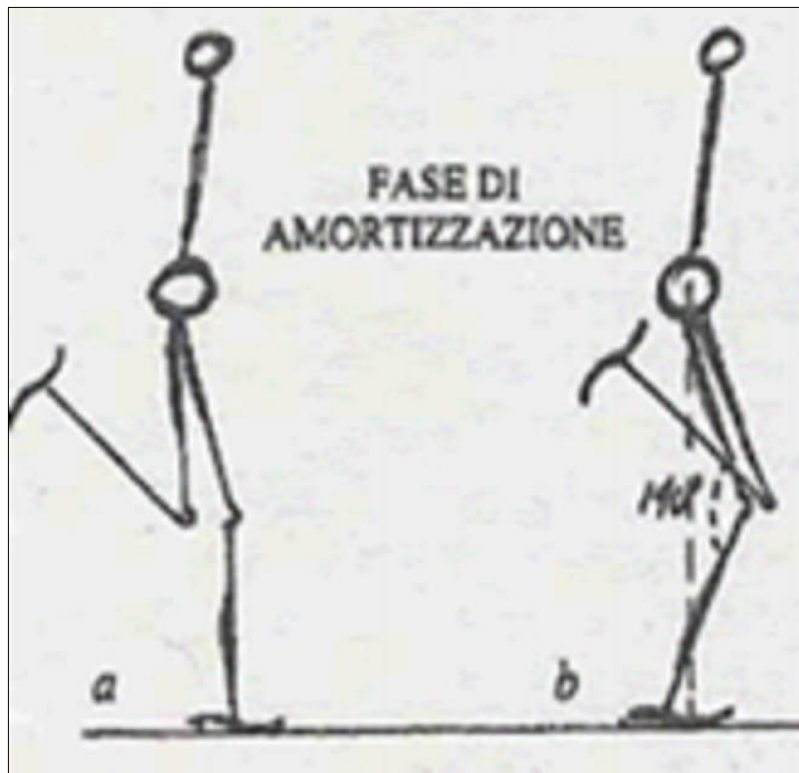


Figura 12: Fase di ammortizzazione

- *Momento di sostegno singolo (figura 13)*: è l'avanzamento lineare ed orizzontale del bacino; in questa fase il piede si trova perfettamente in asse con il baricentro; i muscoli si contraggono isometricamente per mantenere la stabilità del corpo.

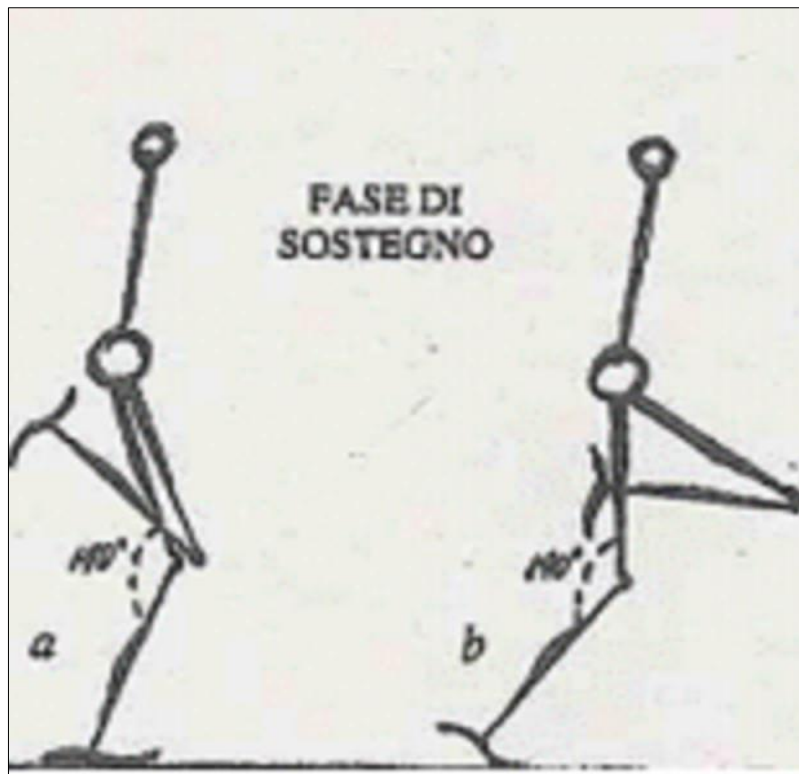


Figura 13: Fase di sostegno

- *Momento di raddrizzamento - estensione (fase di spinta) (figura 14):* consiste nel raddrizzamento dell'arto in appoggio, il quale produce l'impulso necessario per l'accelerazione del distacco del piede dal terreno. Il piede si trova dietro al baricentro; i muscoli sfruttano la loro forza di tipo elastico e reattivo per proiettare in avanti il corpo (avviene quindi la distensione della gamba). La fase di spinta inizia dai muscoli del bacino, più lenti ma potenti, si continua con i muscoli della gamba e termina con i muscoli del piede. I muscoli del bacino e del tronco agiscono come stabilizzatori durante tutto il movimento.

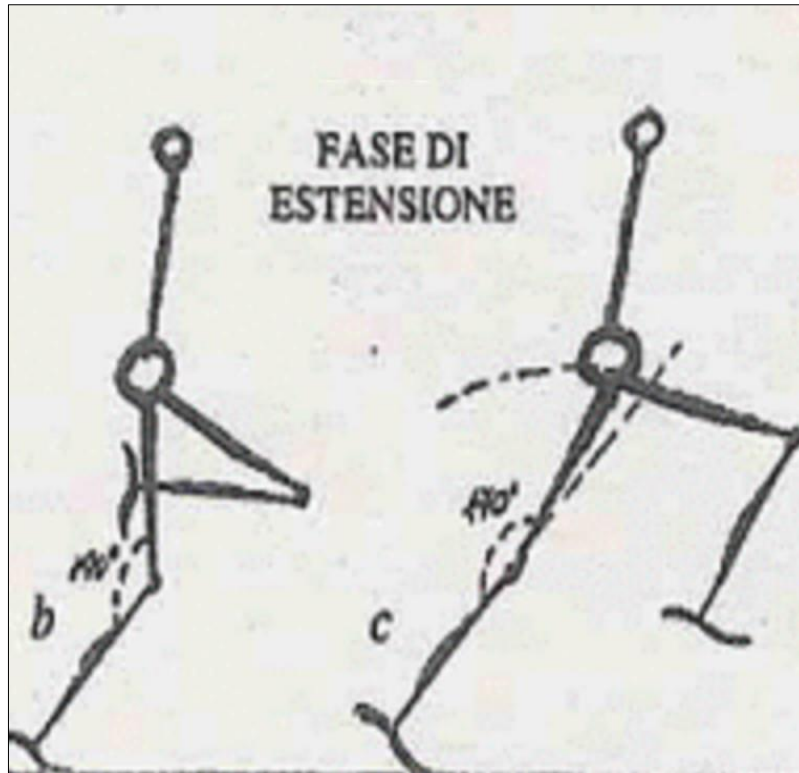


Figura 14: Fase di estensione

3.4 Parametri spazio-temporali

Sia il cammino che la corsa possono essere definite come una sequenza ripetitiva di spostamenti reciproci dei segmenti corporei con l'ausilio di resistenze opposte dall'ambiente.

Ai fini di uno studio sistematico della locomozione ad uso clinico, sono molto utili i parametri spazio-temporali [12].

È nell'ambito del ciclo del passo che si definiscono i principali parametri spazio temporali di riferimento:

- *il passo* (s): viene definito come l'intervallo di tempo tra due successivi istanti di contatto tra il contatto con il terreno dello stesso piede;
- *il semipasso* (s): è riferito all'intervallo tra il contatto iniziale di un piede e il contatto iniziale del piede contro laterale;
- *fase di stance* (s): è il periodo di tempo in cui il piede è a contatto con il terreno. Inizia col contatto iniziale del tallone al terreno e termina col distacco delle dita;
- *fase di swing* (s): è il periodo di tempo in cui il piede non è a contatto con il terreno;
- *lunghezza del passo* (m): è la distanza tra due successivi appoggi dello stesso piede. È uguale alla lunghezza del piede più la distanza coperta durante l'oscillazione;

- *lunghezza del semipasso* (m): è la distanza nel piano di progressione tra l'appoggio di un tallone e quello dell'altro tallone. E' di solito riferita al piede che si muove anteriormente (semipasso anteriore);
- *cadenza* (passi/min): corrisponde al numero di passi nell'unità di tempo ed è l'inverso della durata del ciclo;
- *velocità* (cm/s): è la velocità di spostamento lineare lungo la direzione di progressione.

3.5 Utilizzo dei sensori inerziali nella corsa

La letteratura scientifica mette a disposizione numerosi studi in cui segnali di accelerazione e velocità angolare vengono utilizzati per estrarre parametri rappresentativi della corsa utili agli allenatori. Le prove degli studi sono effettuate sia in laboratorio, valutando la corsa su treadmill, che all'aperto utilizzando accelerometri e/o giroscopi disposti in posizioni diversi del corpo per stimare parametri specifici.

In figura 15 si mostrano le possibili posizioni e configurazioni dei sensori [13].

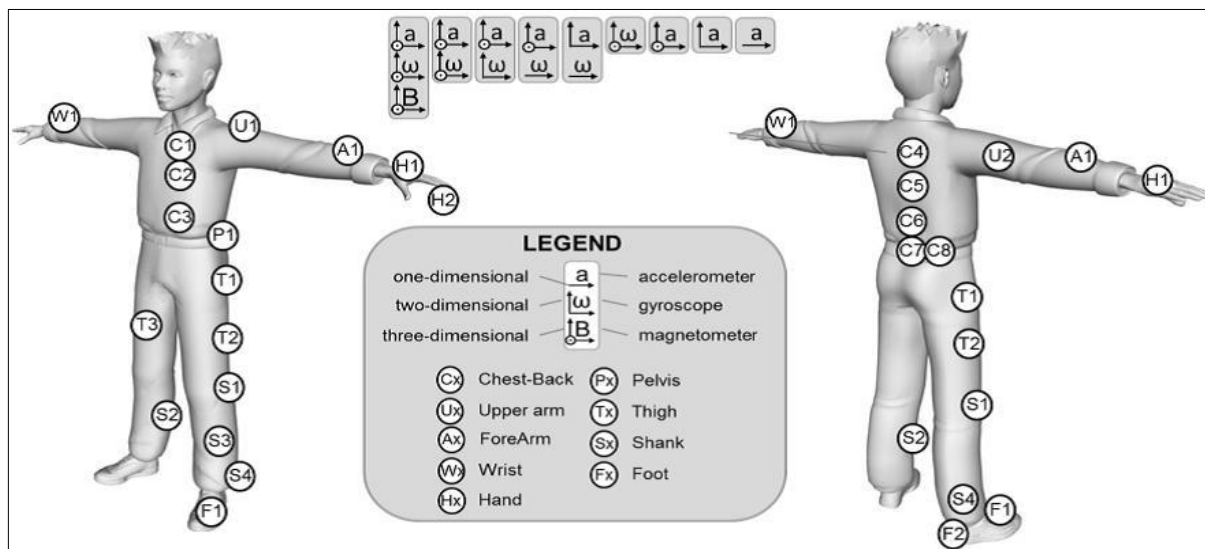


Figura 15: Posizioni e configurazioni dei sensori

In base ad una review sistematica eseguita su 4 motori di ricerca (Web of Science, Scopus, Pubmed, and Sport Discus), sono stati identificati ventidue studi riguardo la corsa, dal 1995 al 2014 [13]. Di seguito si riporta una classificazione di questi lavori, con i rispettivi valori percentuali, in merito all'ambiente dove è stata svolta la prova (figura 16), alla classe dei

partecipanti (figura 17), al tipo di dispositivo usato (figura 18), alla posizione del sensore (figura 19) e alle variabili ricavate (figura 20).

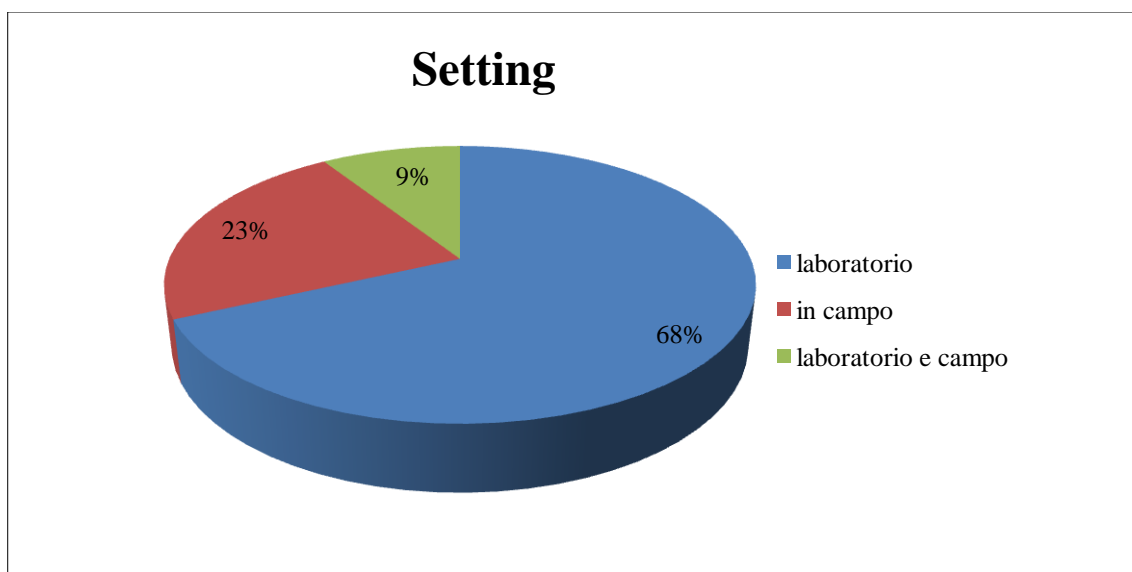


Figura 16: Classificazione del setting di prove

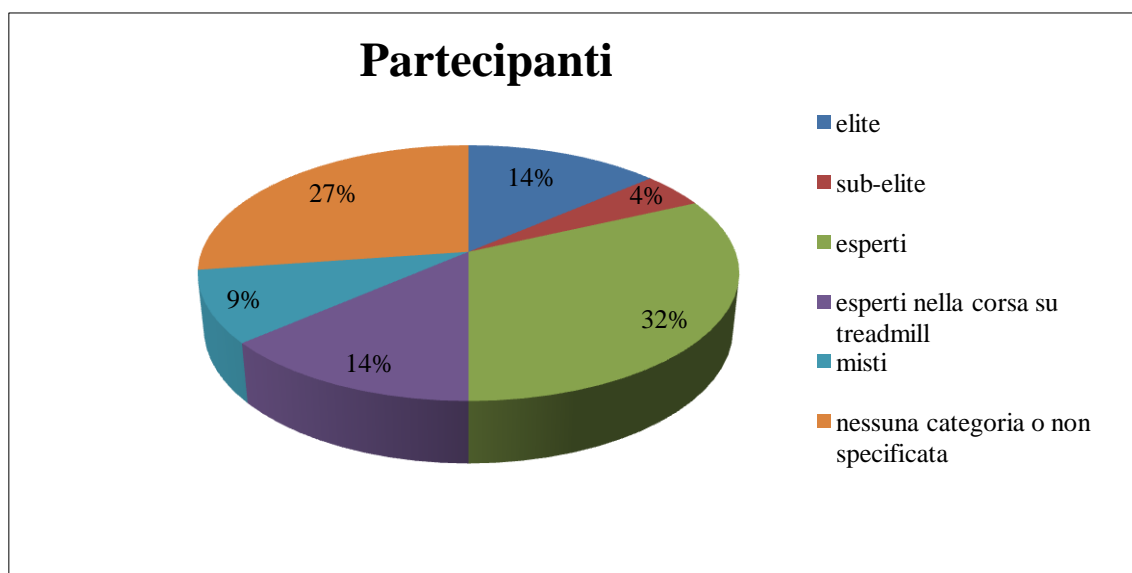


Figura 17: Classificazione dei partecipanti

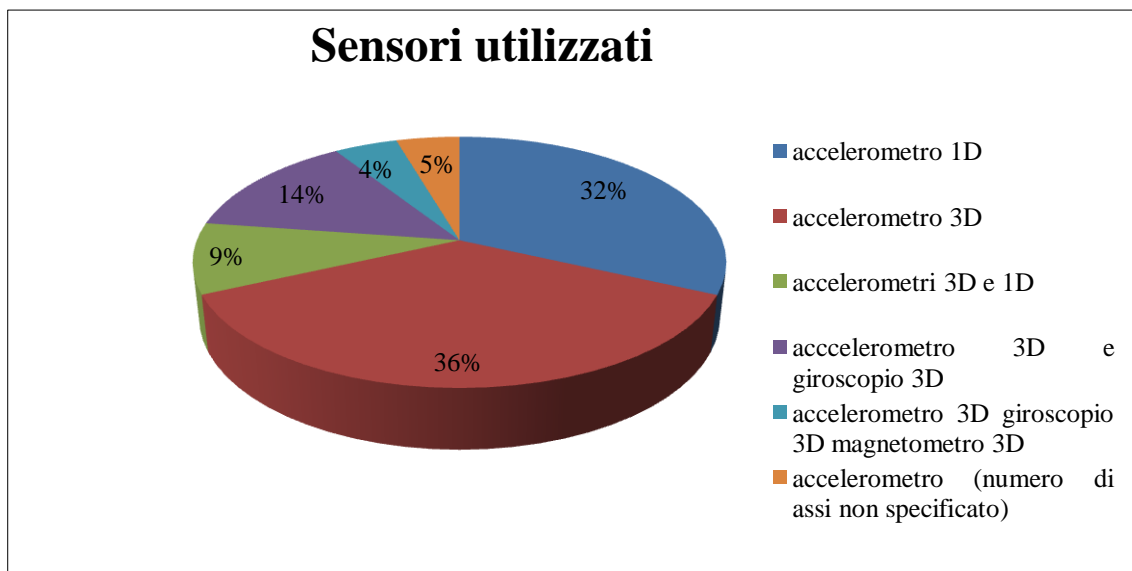


Figura 18:Classificazione dei sensori utilizzati

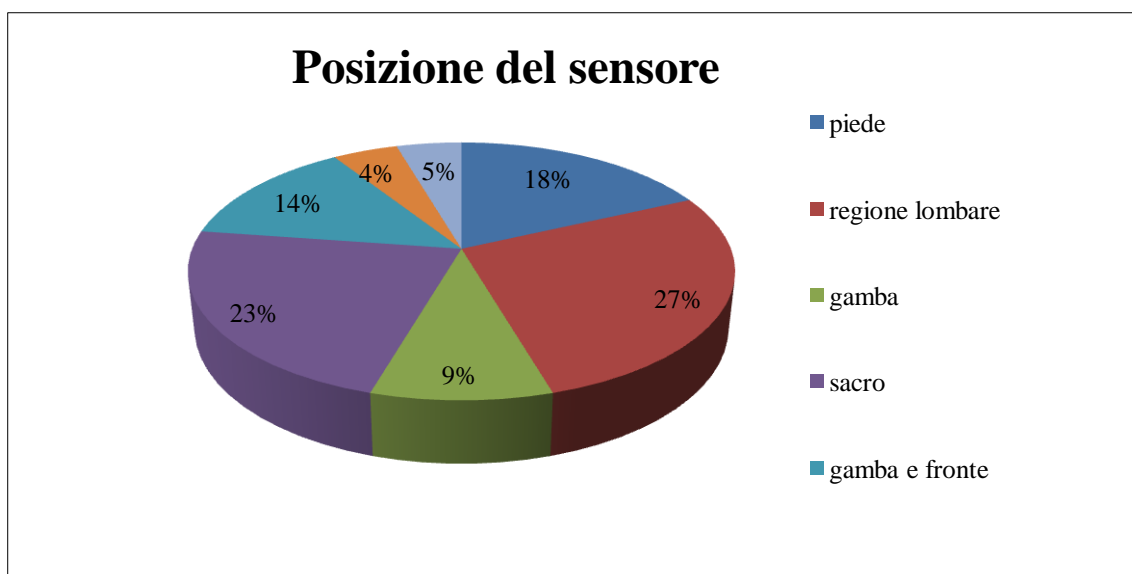


Figura 19:Classificazione del posizionamento dei sensori

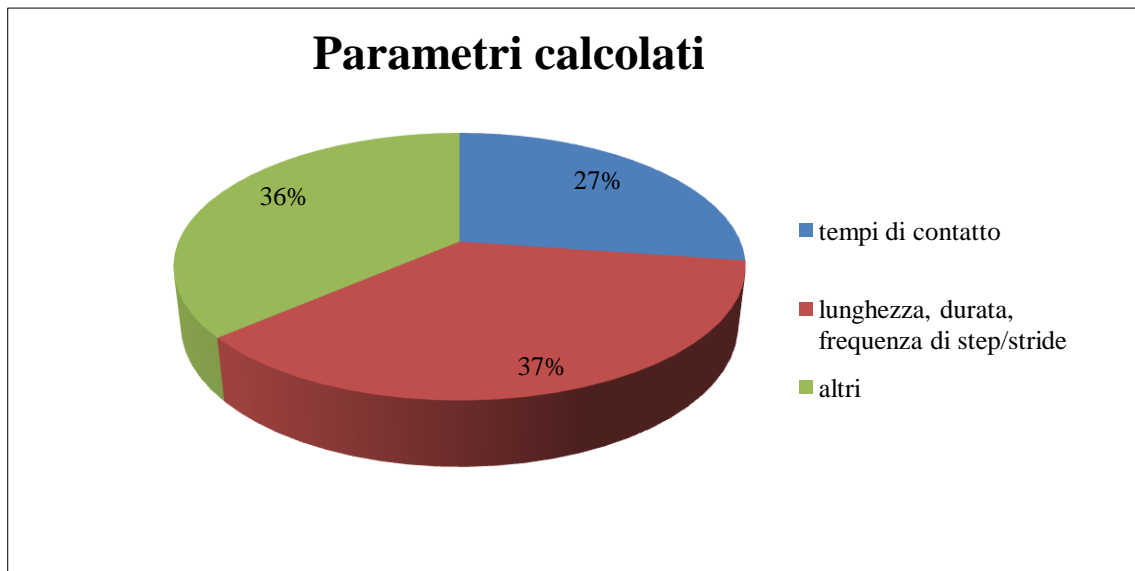


Figura 20:Classificazione dei parametri calcolati

Andando nel dettaglio sulle variabili analizzate negli studi, seguendo l’approccio di Norris et al (2014) è possibile classificare i lavori fatti in base ai parametri di output ricavati: quelli finalizzati alla ricerca e quelli utili agli allenatori [14].

3.5.1 Parametri di output orientati alla ricerca

Accelerazione della tibia e della testa:

Questi parametri sono spesso usati in combinazione come per Mercer et al (2008) che hanno posizionato un accelerometro uni assiale sulla tibia e uno sulla fronte. Nello specifico in questo studio hanno analizzato la fase di stance usando la funzione Fast Fourier Transformer per calcolare la densità spettrale di potenza (PSD) sia per il segnale ricavato dalla tibia che per quello della fronte. Dai risultati dell’accelerazione tibiale hanno trovato un aumento di quest’ultima all’aumentare della lunghezza preferita di stride (Mercer et al, 2008) [15].

Attenuazione d’urto:

È il processo di diminuzione della forza di impatto tra gamba e testa, ricavato dai segnali di accelerazione di questi. È anche essa una variabile ricavata da Mercer et al (2008), calcolata come il rapporto tra la PSDtesta e la PSDgamba. Un basso rapporto indica una migliore attenuazione. È stata calcolata per metterla in relazione con delle variabili

cinematiche della corsa, come la stride length, e questo studio ha infatti trovato un aumento dell'attenuazione d'urto con l'aumento della stride length [15].

Accelerazione verticale del centro di massa:

Indica di quanto un atleta solleva se stesso lungo l'asse verticale. È un parametro spesso ricavato dal posizionamento di un sensore inerziale sul sacro, come nello studio di Lee et al (2009). Essi prendendo come gold standard un sistema di telecamere a infrarossi, hanno dimostrato che c'è una perfetta correlazione ($r=0.96$) tra l'utilizzo di un sensore inerziale tri assiale posizionato sul sacro e il sistema di telecamere per la determinazione dell'accelerazione verticale del COM [16].

3.5.2 Parametri di output utili agli allenatori

Frequenza di step/stride:

Può essere ricavata posizionando un accelerometro uni assiale sulla gamba come per Mercer et al (2002). Dal segnale di accelerazione verticale è stato identificato lo stride valutando i picchi corrispondenti all'impatto del piede a terra. La stride frequency è stata calcolata come il numero di stride nell'unità di tempo [15]. Strohrmann et al (2012) hanno invece utilizzato un IMU posizionato sul piede, e identificato i picchi di impatto dal segnale di accelerazione ricavato come combinazione dei segnali dei tre assi ($a=\sqrt{a_y^2 + a_z^2 + a_x^2}$). La step frequency è stata trovata facendo il reciproco della durata dello step, calcolata come il tempo tra due consecutivi foot strike [17].

Parametri temporali:

Fanno parte di questi parametri il tempo di contatto del piede, la durata dello step, stance e stride, e il tempo di swing. Per identificare questi parametri tutti gli studi fatti richiedono l'identificazione di quando il piede è in contatto con il terreno, ossia la determinazione del foot strike e del toe off. Diversi metodi sono stati usati per i tempi di contatto. Il più comune è dato dall'analisi dell'accelerazione antero-posteriore. Un picco positivo identifica il foot strike, e un picco più piccolo precedente a questo, il toe off. Questo metodo è stato usato per esempio da Lee et al (2010) che, posizionando un accelerometro tri assiale sul sacro, hanno trovato una perfetta correlazione ($r = 0,90$) tra questo metodo e un sistema a telecamere infrarossi per la determinazione della durata di step, stride e stance per diverse velocità di corsa [18]. Altro metodo utilizzato è l'analisi dell'accelerazione del piede. Weyand et al (2001) hanno infatti posizionato un

accelerometro sulla scarpa dei partecipanti e identificato i picchi di foot strike e toe off sul piano verticale dell'accelerazione per la corsa su treadmill. Questi sono stati confrontati con i tempi di contatto ottenuti da una pedana di forza montata su treadmill, ed è stata trovata un alta correlazione ($r=0,98$) [19]. Anche Strohrmann et al (2012) hanno analizzato l'accelerazione del piede, ma i tempi di contatto sono stati ricavati dall'ampiezza del segnale ($a=\sqrt{a_y^2 + a_z^2 + a_x^2}$) [17].

Bergamini et al (2012) hanno invece posizionato un IMU, comprendente un accelerometro e un giroscopio tri assiale, sulla parte bassa della schiena per analizzare i parametri temporali sulla corsa a breve distanza (sprint running) sia su principianti che su professionisti. In contrasto con gli studi precedenti essi non hanno trovato corrispondenza tra i segnali di accelerazione e il sistema di telecamere per il calcolo dei tempi di contatto, ma li hanno ottenuti dalla derivata seconda del segnale di velocità angolare. Da questa hanno calcolato i tempi di heel strike e toe off, identificati rispettivamente come i picchi negativi e positivi [20].

Nelle figure 21,22,23,24 vengono mostrati i segnali ricavati dai metodi sopra descritti per determinare i parametri temporali.

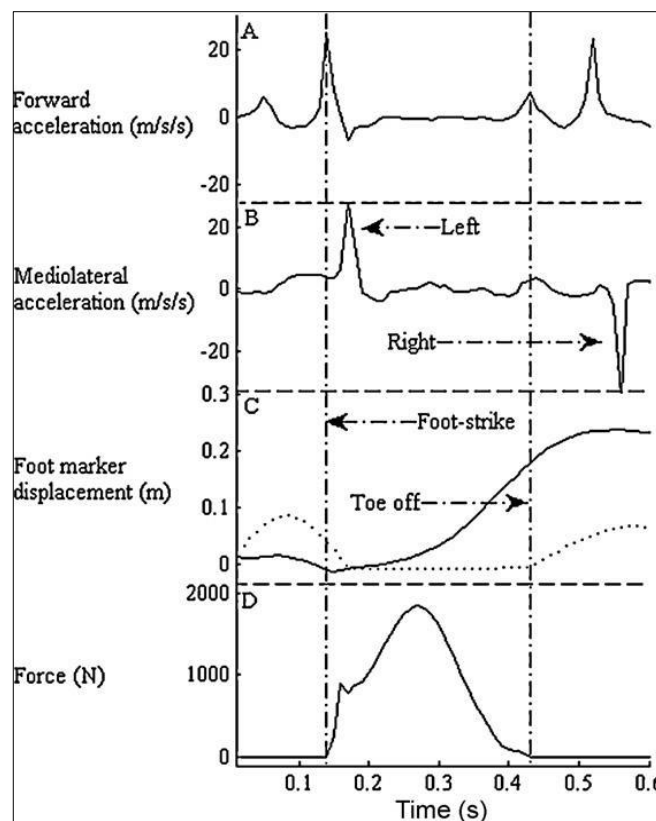


Figura 21: Determinazione di foot-strike e toe off usando sensori inerziali (A e B), telecamere (C) e pedana di forza (D) (Lee et al, 2010).

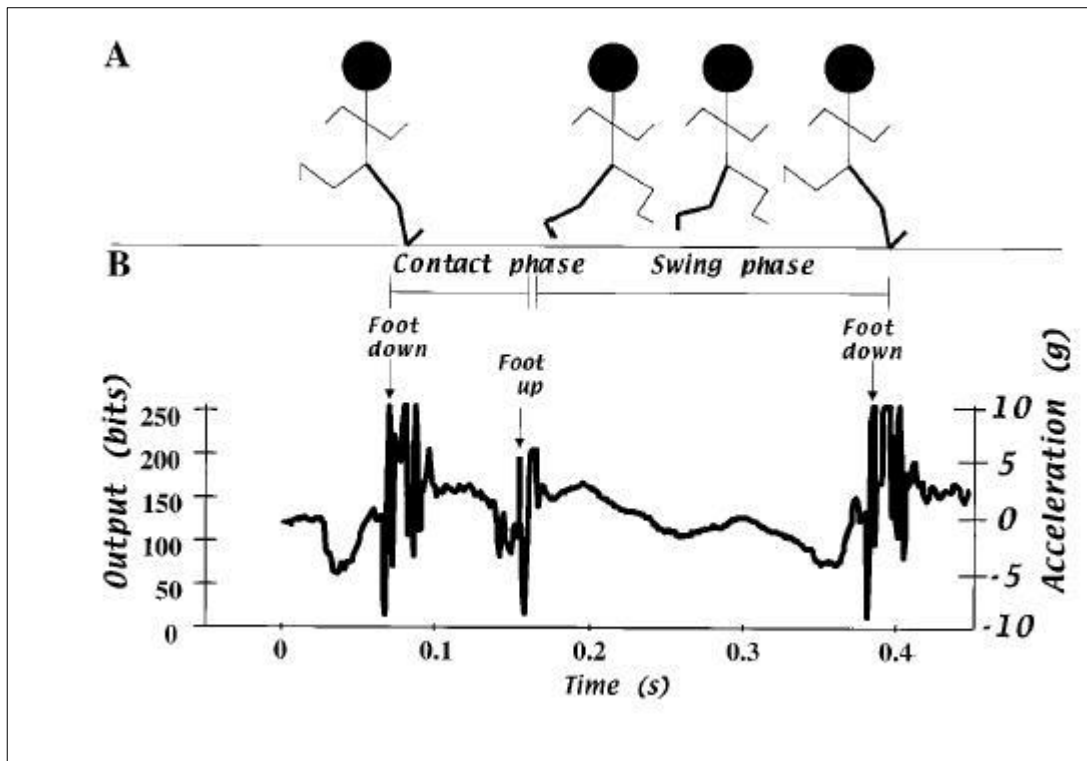


Figura 22: Tempi di contatto del piede e periodo di swing in uno stride (A) e corrispondenti output dell'accelerometro (B) (Weyand et al, 2001).

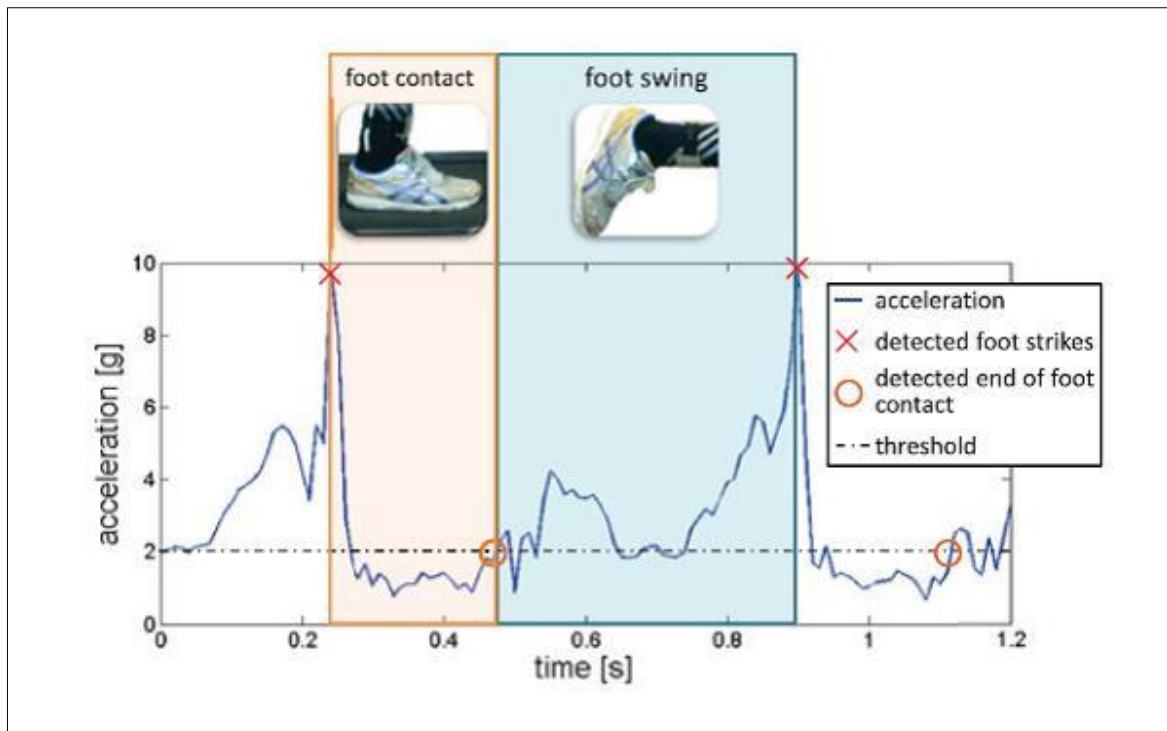


Figura 23: Ampiezza dell'accelerazione del piede, ogni ciclo di passo può essere suddiviso in foot contact e foot swing (Strohrmann et al, 2012).

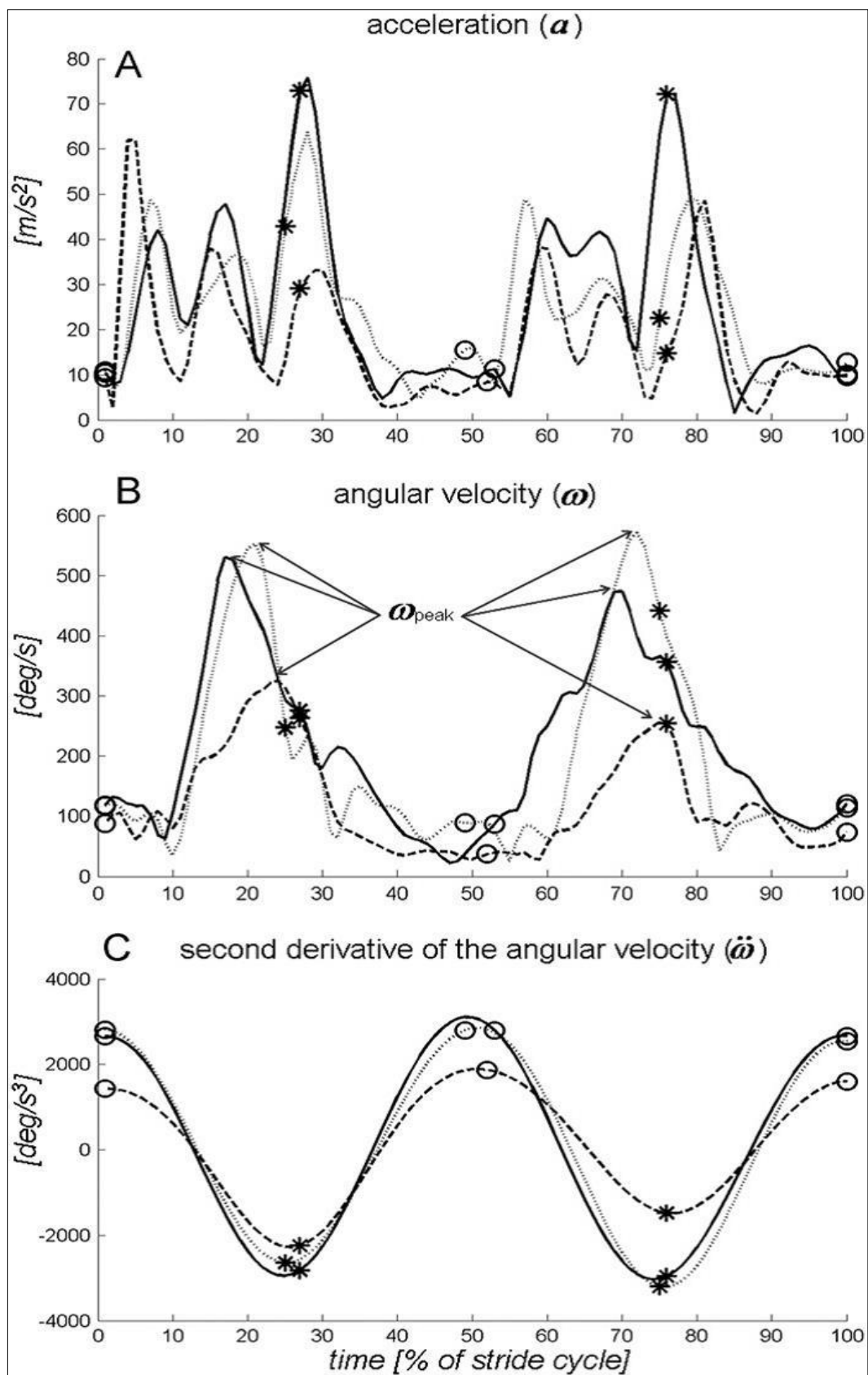


Figura 24: (A) Accelerazione, (B) velocità angolare, (C) derivata seconda della velocità angolare per tre atleti; i simboli (o) e (*) indicano rispettivamente i tempi di foot-strike e toe off (Bergamini et al, 2012).

Lunghezza dello step/stride:

È un altro parametro ricavato dagli accelerometri, molto utile per gli allenatori perché fornisce informazioni sulla fatica. Mercer et al (2002) hanno calcolato la lunghezza dello stride, dividendo la velocità del treadmill per la frequenza di stride [15].

Strike pattern:

È il tipo di appoggio del piede, ossia se il tallone colpisce prima il suolo rispetto alla pianta si parla di rearfoot strike, in caso contrario di forefoot strike. Enders et al. (2014) hanno posizionato due accelerometri uni assiale, uno sul tallone e l'altro all'altezza della quinta falange, per determinare i tempi di contatto a terra. Se una decelerazione dell'accelerometro nel tallone avveniva prima di quella della falange, lo strike pattern era classificato come rearfoot strike (RFS), in caso contrario come forefoot strike (FFS). Lo studio ha inoltre quantificato il coefficiente di smorzamento dalle vibrazioni del tessuto molle ricavato da un accelerometro tri assiale posizionato sul gastrocnemio mediale, al fine di ricavare il preferito strike pattern nella corsa su treadmill prima con le scarpe poi a piedi nudi. Il risultato ha mostrato che il preferito strike pattern durante la corsa con scarpe o senza risulta da un più basso coefficiente di smorzamento, che è indice di un più basso smorzamento delle vibrazioni [21].

Capitolo 4

Materiali e metodi

4.1 Il sistema OPAL

Gli Opal (Apdm, Inc., USA) sono sensori wireless di piccole dimensioni adatti per il monitoraggio del movimento. Essi usano la tecnologia micro elettromeccanica per registrare il movimento, sono composti da un accelerometro tri-assiale, un giroscopio tri-assiale e un magnetometro tri-assiale.

Questo sistema utilizza un protocollo di comunicazione wireless a bassa potenza per trasmettere i dati all'*access point* collegato al PC tramite un cavo USB. I singoli moduli sono dotati di una propria batteria interna che garantisce 16 ore di monitoraggio continuo e più di 8 ore di streaming real-time. Inoltre, è presente un buffer dati che assicura l'acquisizione dei dati in ogni situazione, anche quando la comunicazione wireless è temporaneamente interrotta o il sensore è fuori dal range consentito dalla comunicazione wireless.

Tutti i sensori sono calibrati secondo un sistema di riferimento cartesiano ortogonale, solidale al sensore e allineato al suo interno come in figura 25. L'origine degli assi cartesiani è il led verde, l'asse x è uscente dalla porta dati del sensore. L'asse z è diretto verso l'alto e l'asse y diretto secondo la regola della mano destra. L'orientamento del sensore è definito rispetto a un sistema di riferimento terrestre (globale) fisso, in cui l'asse x è positivo nella direzione del nord magnetico terrestre, l'asse z positivo ha la stessa direzione ma verso opposto dell'accelerazione di gravità terrestre e l'asse y in accordo con la regola della mano destra.

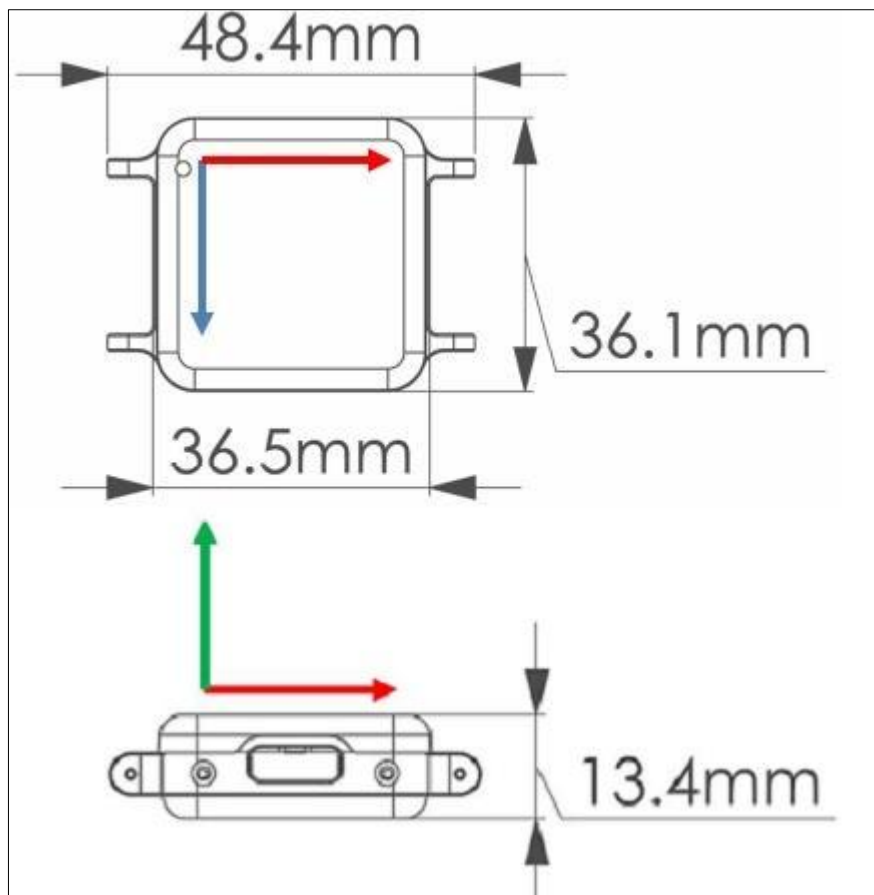


Figura 25: Schematizzazione di un sensore Opal con i relativi assi nel sdr locale.
Gli assi blu, rosso e verde sono rispettivamente x,y e z.

Le specifiche tecniche di un sensore Opal sono le seguenti:

- Dimensioni: (48.5x36.5x13.5) mm
- Peso: 22 g (batteria inclusa)
- Materiale: Alluminio 6061 anodizzato e plastica ABS
- Memoria interna: 8 Gb
- Durata della batteria: Streaming Wireless 8 ore
Modalità sincrona 12 ore
Modalità asincrona 16 ore

Caratteristiche dei sensori:

Proprietà	Accelerometro	Giroscopio	Magnetometro
Assi	3	3	3
Intervallo di misura	+/- 2g or +/- 6g	+/- 2000 °/s	+/- 6 Gauss
Densità di rumore	128 $\mu\text{g}/\text{Hz}$	0.07 $^{\circ}/\text{s}/\sqrt{\text{Hz}}$	4 mGauss/ $\sqrt{\text{Hz}}$
Frequenza	1280 Hz	1280 Hz	1280 Hz
Frequenza di uscita	20-128 Hz	20-128 Hz	20-128 Hz
Banda	50 Hz	50 Hz	50 Hz
Risoluzione	14 bits	14 bits	14 bits

Tabella 1: caratteristiche dei sensori Opal

Per la configurazione e l'acquisizione dei dati sono necessari: *docking station* e l'*access point*. Le *docking station* sono utilizzate per configurare, caricare e scaricare i dati dai moduli. Queste si collegano al PC tramite USB e sono alimentate dalla rete elettrica. Ogni sensore è provvisto di una sua docking station e fino a 24 di queste possono essere connesse insieme.



Figura 26: Docking station

L'*access point* è il nucleo del sistema di acquisizione dati tramite sensori Opals. Esso è collegato tramite un sistema wireless ai sensori Opals, ai quali trasmette anche gli istanti di sincronia, inviando loro i fronti di clock. L'Access point può essere connessa al computer tramite cavo USB per inviare i dati.



Figura 27: Access point

L'azienda APDM offre due protocolli per la sincronizzazione tra rilevatori: il metodo "Master" e il metodo "Mesh". Il primo è il più comunemente utilizzato ed è consigliato nel caso in cui l'utilizzatore voglia ottenere un flusso real-time di dati ad un calcolatore. Il secondo è invece una prerogativa di questa azienda ed è consigliato nel caso di misurazioni offline perché permette l'acquisizione di dati sincronizzati in qualunque luogo. Infatti ogni dispositivo spedisce un pacchetto di sincronia che permette agli altri rilevatori di confrontare e sincronizzare il proprio clock con quello degli altri dispositivi.

Il sensore fornisce informazioni su l'accelerazione, la velocità angolare e il vettore del campo magnetico nelle loro tre componenti, e la stima dell'orientamento del riferimento locale dei sensori rispetto al riferimento globale.

I dati vengono acquisiti al PC utilizzando il software *Motion Studio* fornito dall'APDM. Questo programma permette anche di configurare il sistema, registrare, visualizzare real-time i segnali e calibrare giroscopi e magnetometri.

I dati forniti possono essere esportati in due formati: il documented binary format (HDF5) e il CSV. I file salvati nel primo formato sono più compatti rispetto al secondo e possono essere aperti direttamente da software di analisi come Matlab. Infatti è stato implementato un programma in ambiente MATLAB che, partendo dai dati registrati relativi ad un'acquisizione ed esportati in un file HDF5 (estensione: ".h5"), li memorizza in un file MAT (estensione: ".mat") organizzato in strutture definite nel linguaggio MATLAB (*struct*). Per ogni sensore sono disponibili i dati acquisiti come “raw”, ovvero come dati grezzi rilevati da accelerometri, giroscopi e magnetometri, oppure come dati di orientamento contenuti nel campo “orientation” e salvate come quaternioni e matrici di rotazione. L'utilizzo delle “strutture” di Matlab si rivela particolarmente adatto al salvataggio dei dati acquisiti. Per esempio 'h5d.s00681' contiene i dati del sensore il cui numero identificativo è s00681.

Per effettuare un'acquisizione tramite sensori Opal è necessaria questa procedura:

1. Collegare l'access point tramite cavo usb al computer, e la docking station sia al computer, tramite usb, sia alla corrente elettrica.
2. Configurare il sistema, tramite il software Motion Studio. In questa fase è necessario controllare che siano rilevati tutti i sensori, il range dei sensori e la frequenza di campionamento. Una volta configurato il sistema i sensori vengono scollegati dalla docking station e posizionati su una piattaforma orizzontale in condizioni statiche. Idealmente i segnali dei giroscopi in queste condizioni dovrebbero essere nulli. Tuttavia, osservando il segnale real-time (modalità streaming dei monitor) grazie al software fornito, si osservano delle oscillazioni. Se per una certa unità inerziale queste superano i valori ± 0.03 rad/s, allora è richiesta la ricalibrazione del giroscopio.
3. Togliere i sensori dalla docking station e posizionarli sui segmenti corporei di interesse.
4. Iniziare l'acquisizione dei sensori, tramite il tasto “record”. Una volta finita l'acquisizione i sensori vengono messi di nuovo nella docking station, ed è possibile scaricare e salvare i dati sul software.

4.2 Fasi della corsa con stampelle

Dall'analisi video della corsa con stampelle di un soggetto amputato è possibile dividere la corsa in quattro fasi principali: due fasi di appoggio e due fasi di volo.

- *Primo appoggio*: è una fase di equilibrio, in cui si ha il contatto sia del piede che delle stampelle con il terreno. Le stampelle post-cedono il corpo.



Figura 28: Primo appoggio

- *Primo volo*: è la fase in cui le stampelle sono appoggiate al terreno e il corpo in volo per poter portare il peso del corpo in avanti.



Figura 29: Primo volo

- *Secondo appoggio*: è una fase di spinta, dove le stampelle sono portate in avanti rispetto al corpo e il piede è appoggiato al terreno. Questa fase risulta temporalmente più lunga del primo appoggio.



Figura 30: Secondo appoggio

- *Secondo volo*: è una fase breve, in cui sia le stampelle che il piede sono in volo. Le stampelle vengono portate in avanti rispetto al corpo. Questa fase risulta temporalmente più breve del primo volo.



Figura 31: Secondo volo

Di seguito si riportano le fasi descritte sopra in sequenza:

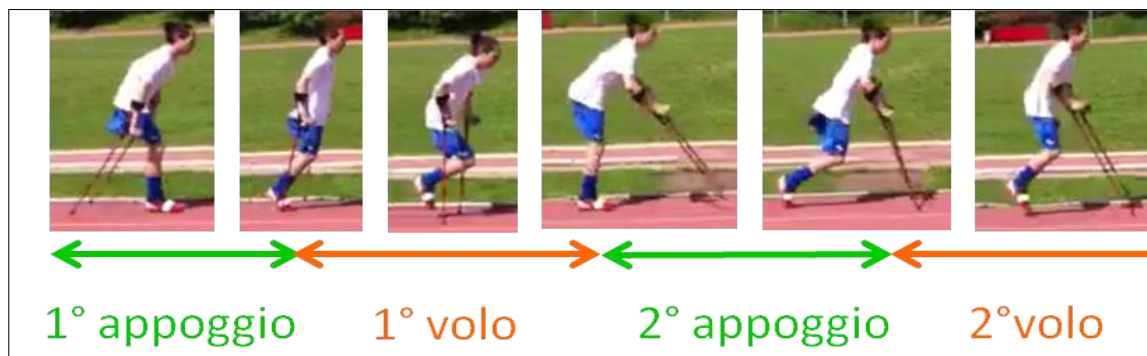


Figura 32: Sequenza fasi della corsa con stampelle

Analizzando le stampelle, si distinguono invece due fasi:

- *Appoggio*: le stampelle sono in appoggio durante le fasi di primo volo.
- *Volo*: le stampelle sono in volo durante il primo appoggio, il secondo appoggio e il secondo volo.

4.3 Angoli articolari della caviglia

In questa tesi sono stati analizzati i vari metodi per determinare i tempi di contatto partendo dallo studio della cinematica articolare della caviglia.

Per valutare tale cinematica è stato adottato il protocollo Outwalk sviluppato per l'analisi del cammino in ambito clinico tramite l'utilizzo dei sensori inerziali (Cutti et al. 2010, Ferrari et al. 2010). Questo protocollo è stato implementato per misurare facilmente la cinematica del complesso torace-pelvi e degli arti inferiori sia in pazienti normali che patologici.

La definizione del modello cinematico su cui il protocollo "Outwalk" si basa, vede l'assunzione di torace, pelvi, coscia, gamba e piede come segmenti rigidi che formano le articolazioni di TP, anca, ginocchio e caviglia. Per ogni segmento si definisce un numero di sistemi di riferimento pari al numero di articolazioni a cui quel segmento partecipa, ovvero uno per torace e piede e due per pelvi, coscia e gamba. Per ogni segmento, il s.d.r. che descrive l'articolazione prossimale è chiamato sistema di riferimento prossimale, quello che descrive l'articolazione distale è chiamato sistema di riferimento distale. Inoltre, considerando il lato destro del corpo, nei s.d.r. dei segmenti, l'asse y punta nella direzione cranica, l'asse z

punta lateralmente e l'asse x anteriormente. Per quanto riguarda i s.d.r. del lato sinistro del corpo, l'asse y punta in direzione opposta a quella cranica, l'asse z in direzione mediana e l'asse x posteriormente. In questo modo una flessione, adduzione o rotazione interna di un segmento della parte sinistra del corpo assume lo stesso segno o il segno opposto dello stesso movimento effettuato da un segmento della parte destra.

La procedura per misurare la cinematica articolare della TP, dell'anca, del ginocchio e della caviglia consiste in quattro differenti fasi. Per prima cosa si posizionano le unità di rilevazione sul torace, sulla pelvi, sulla coscia, sullo stinco e sul piede. Successivamente si elabora l'orientamento degli assi medi di flesso-estensione (FE) delle ginocchia nei s.d.r. dei rilevatori delle cosce. Si definiscono poi i s.d.r. anatomico-funzionali per il torace, pelvi prossimale e distale, gamba prossimale e distale e piedi, si esprime così il loro orientamento nel s.d.r. dell'unità di rilevazione corrispondente al segmento. Infine si calcolano gli angoli articolari.

Per quanto riguarda il piede, il sensore viene posizionato sulla calzatura sia per aumentarne la stabilità sia per far sì che la sua presenza non intralci il naturale movimento del piede. I movimenti principali della caviglia sono la dorsiflessione e la plantarflexione. La flessione della caviglia è il movimento che ravvicina il dorso del piede alla faccia anteriore della gamba, chiamata anche flessione dorsale. L'estensione della caviglia invece allontana il dorso del piede dalla faccia anteriore della gamba, il piede tende a disporsi nel prolungamento della gamba e viene chiamata anche flessione plantare.

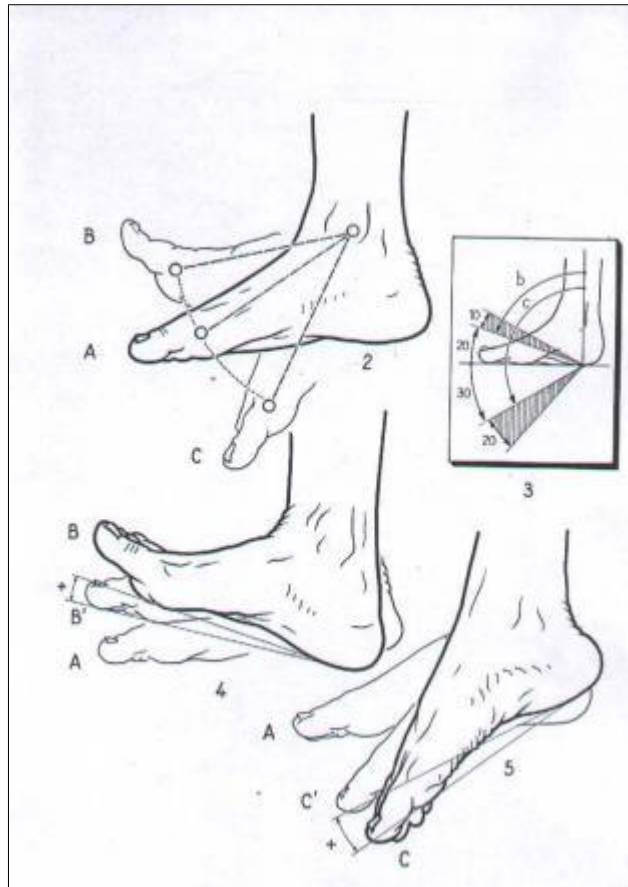


Figura 33: Dorsi plantarflexione del piede

Da queste definizioni si è potuto individuare l'istante di foot strike (dorso-flessione) e di toe off (flessione plantare) nel segnale ricavato dall'accelerometro sul piede.

Di seguito si riporta l'andamento degli angoli articolari sull'asse verticale del sensore, ottenuto dalla corsa di un soggetto amputato.

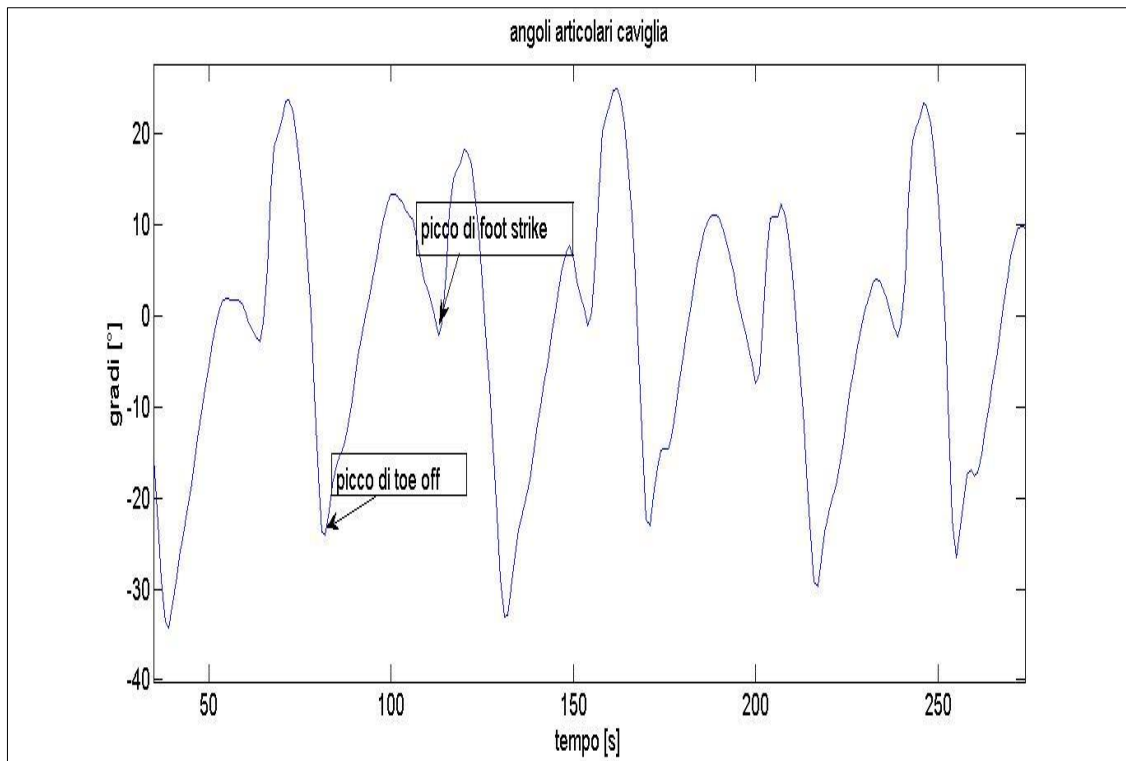


Figura 34: Andamento degli angoli articolari della caviglia sull'asse verticale ottenuti nella corsa di un soggetto amputato con stampelle.

4.4 Analisi dell'accelerazione antero-posteriore della pelvi

Seguendo l'approccio di Lee et al (2010) è stata analizzata l'accelerazione antero-posteriore (asse z del segnale grezzo) del soggetto durante la corsa, prelevando il segnale dall'accelerometro tri assiale posto sulla pelvi [16]. Per soggetti normodotati è stato validato il metodo come da letteratura, calcolando il foot strike come il picco positivo, e il toe off come un picco più piccolo precedente a questo. Per la corsa di un soggetto amputato invece si è ottenuta curva in figura 35.

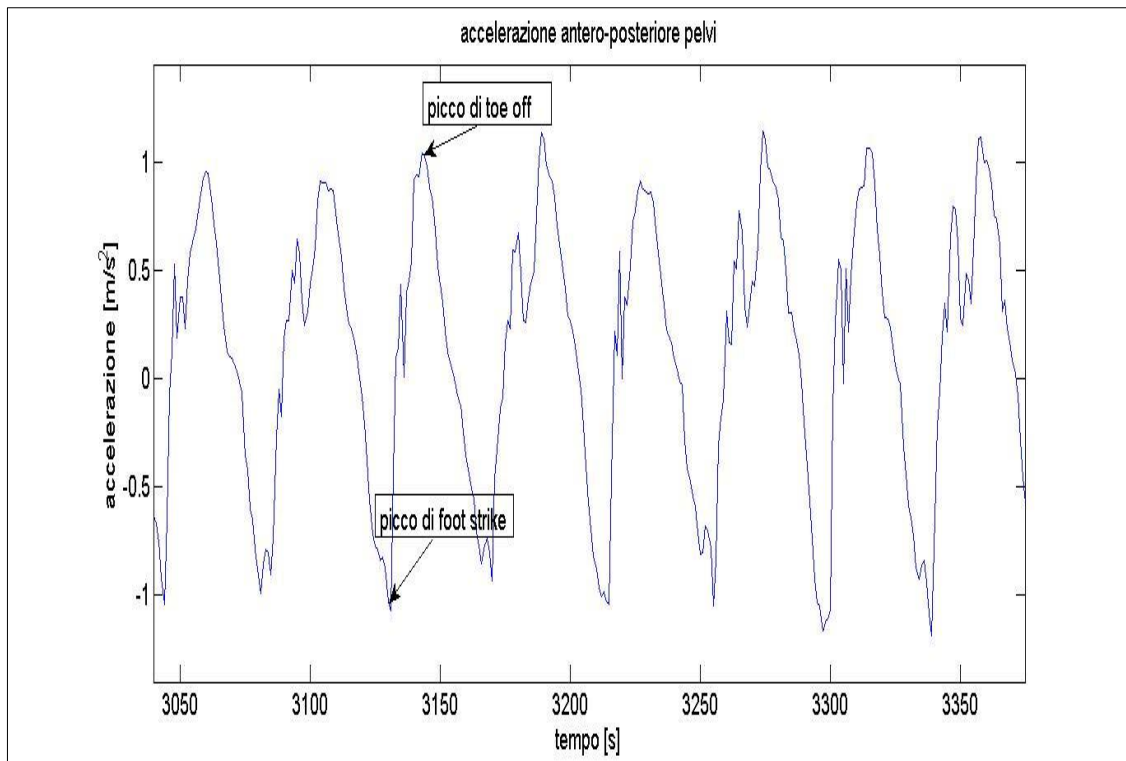


Figura 35: Andamento dell'accelerazione antero-posteriore della pelvi nella corsa di un soggetto amputato.

Per determinare gli istanti di foot strike e toe off è stato implementato un algoritmo in Matlab. Inizialmente sono state definite delle soglie per identificare correttamente i tempi di contatti ($\text{threshold_to}=0,5$; $\text{threshold_fs}=-1,5$). Sono stati trovati gli istanti di toe off: dopo un calcolo dei massimi locali della curva, memorizzando in due vettori gli indici (indd) e i rispettivi valori (lmval), sono stati controllati quali fossero maggiori o uguali della threshold_to e sono stati memorizzati ($[\text{indd_to}, \text{lmval_to}]$). Come si può vedere in figura, il segnale è affetto da rumore e presenta spesso doppi picchi. Per questo motivo è stata calcolata la distanza tra tutti i picchi massimi e una volta identificata la distanza media è stato fatto un ciclo per eliminare il secondo picco. Successivamente sono stati identificati i foot strikes: è stata usata una finestra temporale tra due toe off consecutivi ($[\text{indd_to}(x):\text{indd_to}(x+1)]$), in questa cercato il minimo assoluto e memorizzato ($\text{indd_fs}, \text{val_fs}$).

4.5 Analisi della velocità angolare

Per questo tipo di analisi è stato posizionato un sensore sulla pelvi del soggetto. In particolare, seguendo l'approccio utilizzato da Bergamini et al (2011), è stato analizzato il segnale di velocità angolare nelle tre direzioni dello spazio proveniente dal giroscopio, acquisito durante la corsa del soggetto [20]. È stato calcolato il modulo della velocità angolare, e la rispettiva

derivata prima e seconda. Per ridurre gli effetti di rumore dovuti alla procedura di differenziazione, è stato usato un approccio basato sulla wavelet transform per filtrare il segnale. Successivamente è stato implementato un algoritmo in Matlab per determinare i parametri temporali.

4.5.1 Trasformata Wavelet

La trasformata Wavelet è stata introdotta per superare i limiti della Short-Time Fourier Transform (STFT). La STFT effettua la trasformata di Fourier su una porzione di segnale, quindi su intervalli temporali di lunghezza finita. Tale trasformata risulta inadeguata però per l'elaborazione di segnali naturali, dato che non è possibile localizzare con la stessa precisione fenomeni che evolvono rapidamente e fenomeni che invece evolvono lentamente. Per ottenere un'analisi a risoluzione variabile è stata introdotta la trasformata Wavelet, la quale costruisce un insieme di funzioni base tramite la traslazione e il cambiamento di scala di un'unica funzione, $\psi(t)$, detta wavelet madre. Vengono utilizzate quindi finestre adattive che hanno intervalli di tempi lunghi per analizzare le basse frequenze, e intervalli di tempo corti per analizzare le alte frequenze. L'analisi wavelet suddivide quindi il segnale in versioni traslate nel tempo e scalate in ampiezza dell'onda base wavelet madre come mostrato in figura:

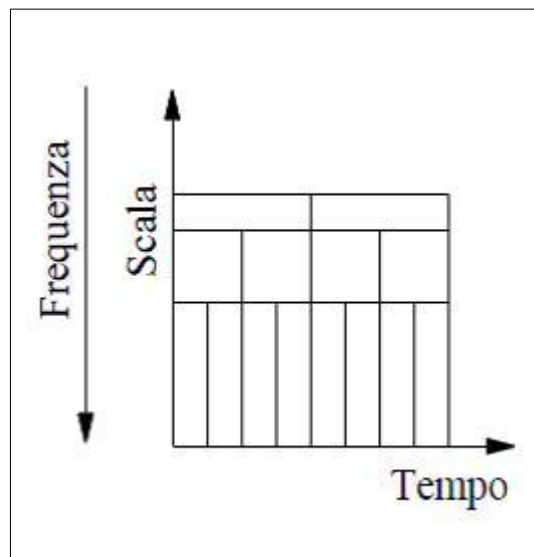


Figura 36: Analisi a risoluzioni variabili tramite CWT.

La trasformata Wavelet continua (CWT) di un segnale $f(t)$ è così definita:

$$CWTf(a, b) = C(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi_a^b(t) dt$$

con

$$\Psi_a^b(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$$

che deriva dalla wavelet madre.

Il parametro a è il parametro di scala che controlla la dilatazione, mentre il parametro b è il parametro di traslazione. La moltiplicazione per l'inverso della radice quadrata della scala serve per normalizzare l'energia in modo tale che il segnale trasformato abbia la stessa energia a ogni scala. Con valori alti di a si allunga la wavelet e quindi il suo supporto lungo l'asse dei tempi, mentre si diminuisce di conseguenza la frequenza della wavelet stessa. Al contrario, valori piccoli di a comprimono la wavelet, e quindi il suo supporto lungo l'asse x , aumentando di conseguenza la frequenza della wavelet. In questo modo, per ogni valore del parametro di scala a , il parametro di traslazione viene fatto variare su tutto \mathbb{R} , in questo modo si avrà un'analisi del segnale a risoluzioni diverse. Questo è di notevole importanza, poiché, per esempio in natura i segnali contengono informazioni approssimative (cioè individuanti la struttura generale del segnale) a bassa frequenza e di dettaglio (cioè derivanti da minuzie del segnale) ad alta frequenza. I coefficienti CWF così trovati, si riferiscono alla vicinanza che il segnale originale ha con la wavelet alla scala corrente. Con l'analisi wavelet si può quindi dare una rappresentazione del segnale ad alta frequenza o a bassa frequenza. Una volta ottenuti i coefficienti $C(a,b)$, la sintesi consiste nel ricostruire il segnale a partire da tali coefficienti:

$$f(t) = \frac{1}{k} \int \int C(a,b) \frac{1}{k} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \frac{da db}{a^2}$$

dove k dipende dal tipo di onda madre utilizzata.

Una delle più importanti proprietà della wavelet è il "vanishing moment". $\Psi(t)$ ha n vanishing moments quando è soddisfatta l'equazione:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} t^k \Psi(t) dt = 0 \quad \text{per } 0 \leq k < n$$

Una funzione wavelet con n vanishing moments può essere scritta come la differenziazione di ordine n di una funzione $\theta(t)$:

$$\Psi(t) = (-1)^n \frac{d^n \theta(t)}{dt^n}$$

Quindi una funzione wavelet $\Psi(t)$ può essere vista come l'n-esima derivata di una funzione filtrata $\theta(t)$. Un esempio sono le wavelet Gaussianne.

Per derivare e filtrare il segnale della velocità angolare è quindi stata usata una wavelet Gaussianna. Di seguito si riportano i grafici dell'andamento della velocità angolare durante la corsa di un soggetto amputato, prima dell'applicazione della trasformata wavelet e dopo.

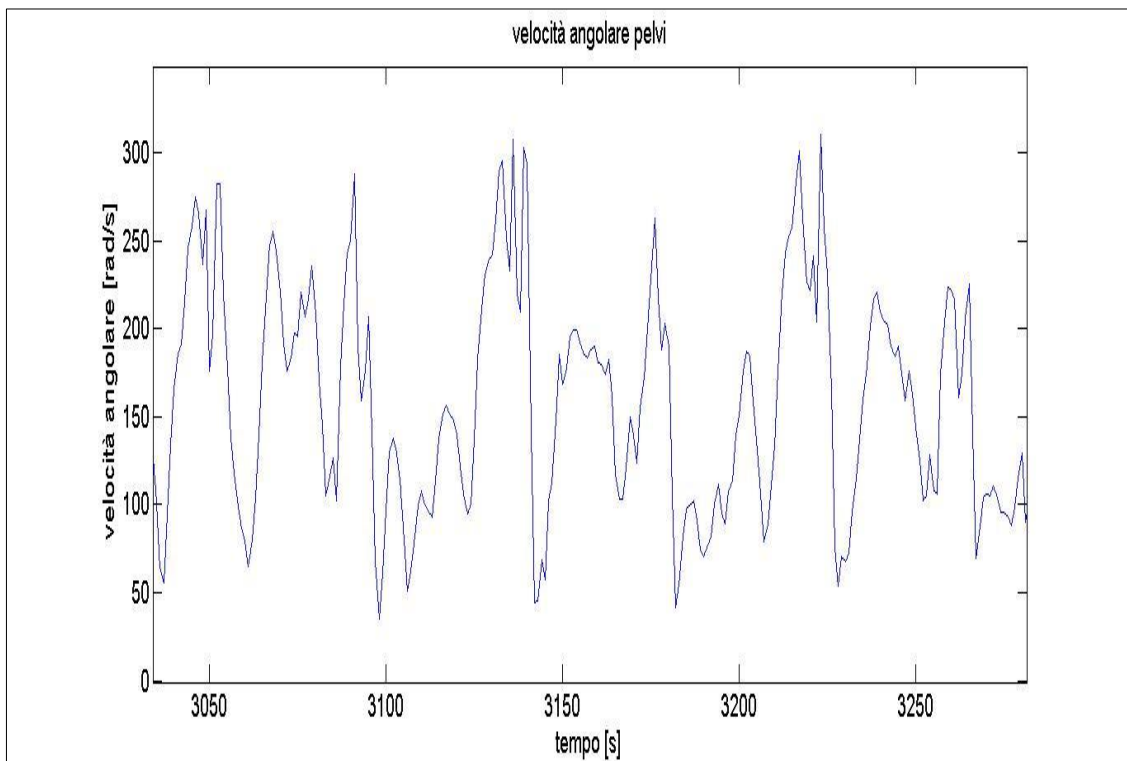


Figura 37: Andamento della velocità angolare ottenuta dal giroscopio sulla pelvi durante la corsa di un soggetto amputato.

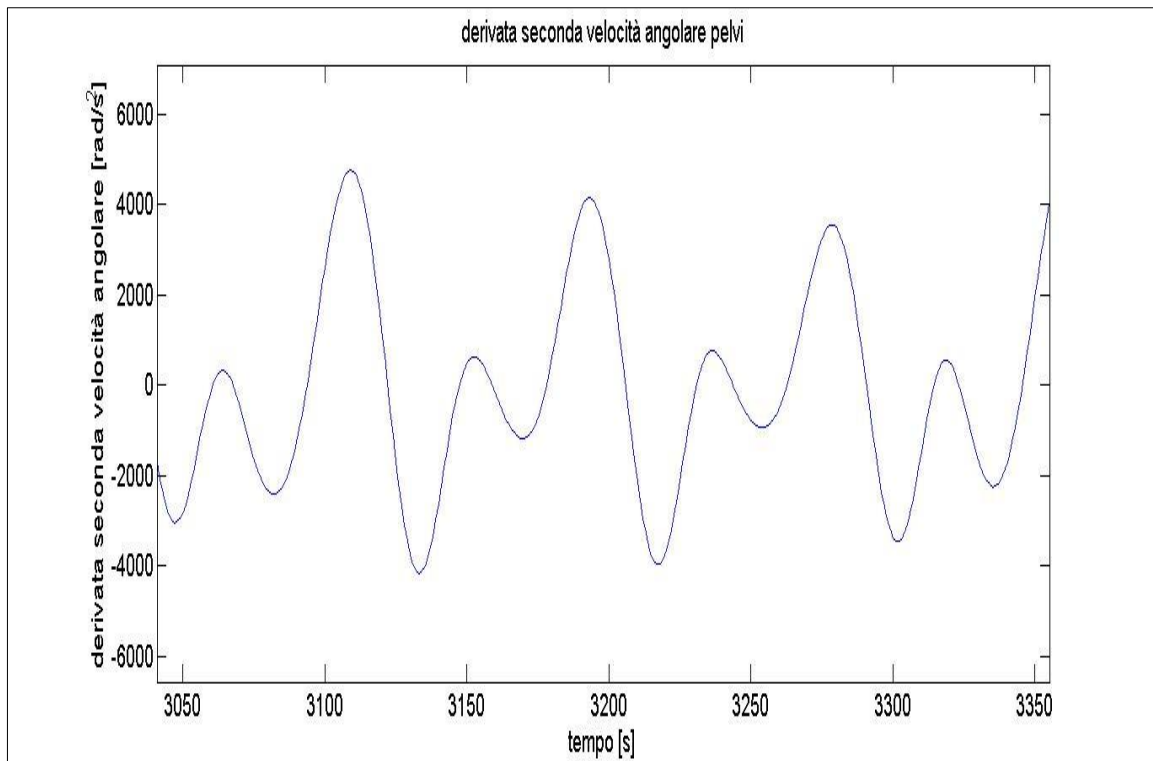


Figura 38: Andamento della derivata seconda della velocità angolare, ottenuto tramite trasformata wavelet.

I tempi di foot strike e toe off sono stati identificati rispettivamente dai massimi e minimi della curva e sono stati calcolati tramite un algoritmo sviluppato in ambiente Matlab.

4.6 Analisi dell'accelerazione verticale del piede

Per questo tipo di analisi si è invece studiata l'accelerazione prelevata dal sensore posizionato sul piede. Seguendo l'approccio di Weyand et al (2001) è stata analizzata la componente verticale, riportata in figura 39 [19].

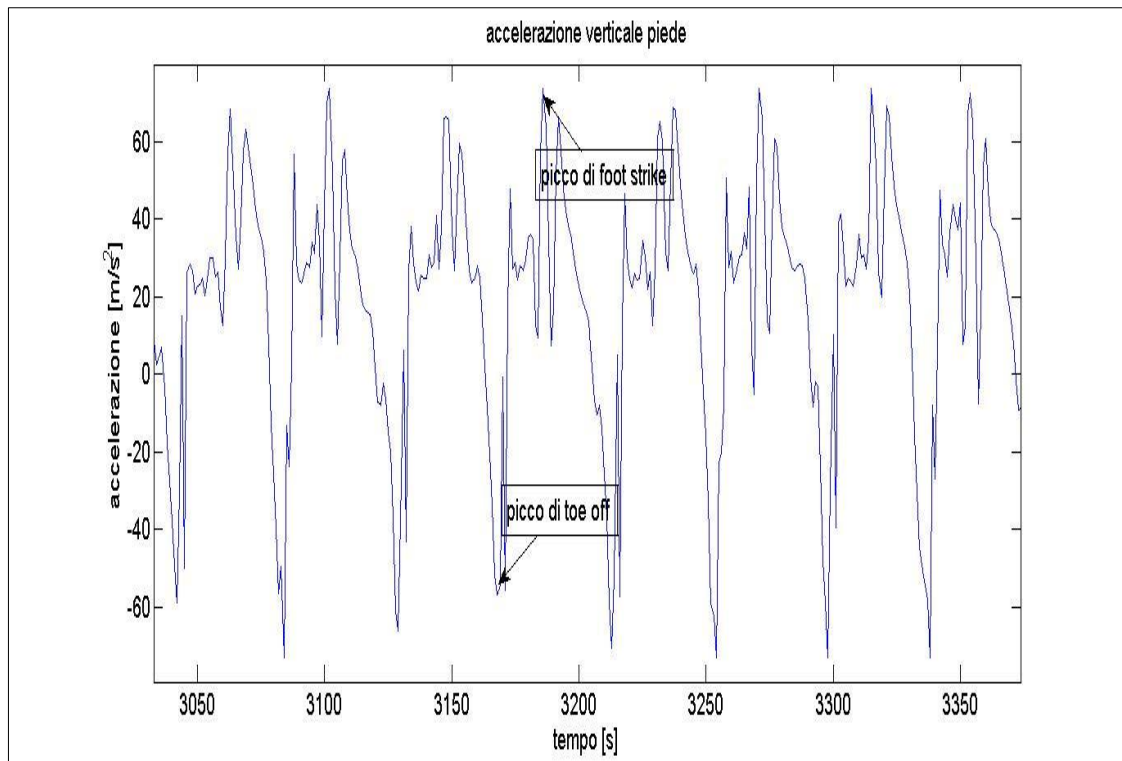


Figura 39: Andamento dell'accelerazione verticale del piede nella corsa con stampelle di un soggetto amputato

Per quanto riguarda l'identificazione di foot strike e toe off è stato utilizzato lo stesso algoritmo in Matlab, spiegato nel paragrafo 4.4, per identificare gli istanti di contatto nell'accelerazione antero-posteriore della pelvi.

4.7 Analisi del modulo dell'accelerazione del piede

In questa analisi è stato calcolato il modulo dell'accelerazione del piede, come nello studio di Strohrmann et al (2012) [17]. Durante la corsa con stampelle di un soggetto amputato è stata ottenuta la curva in figura 40.

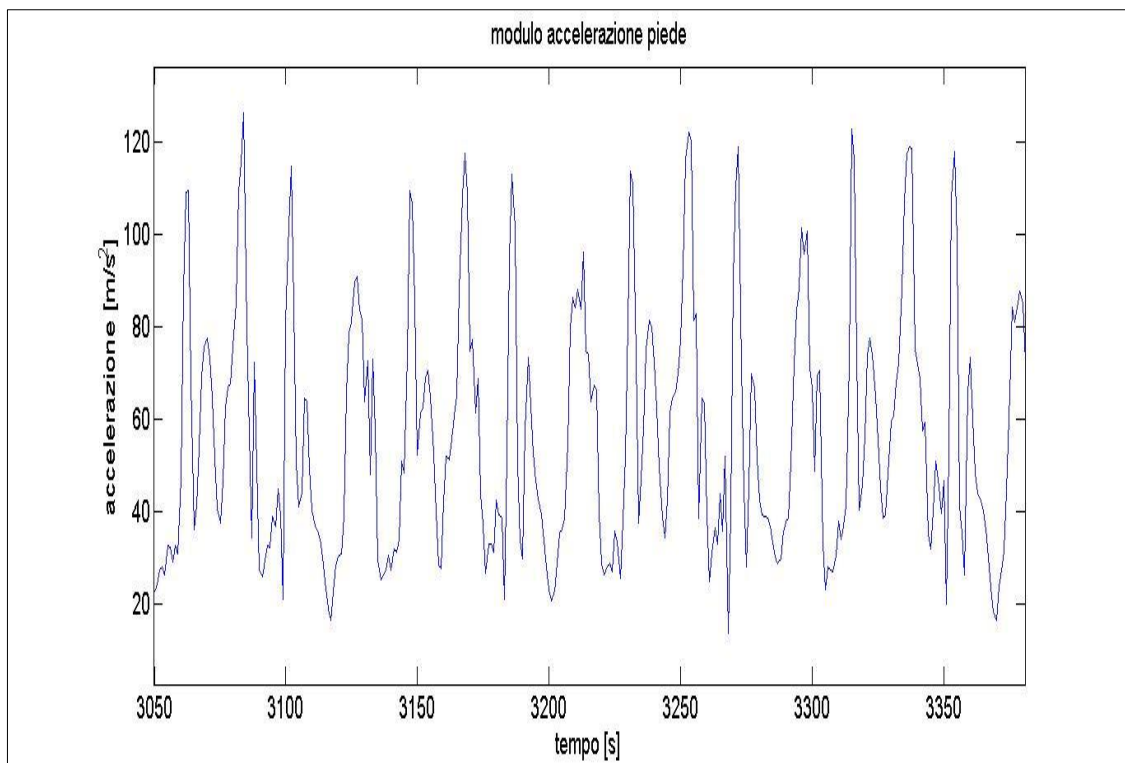


Figura 40: Andamento del modulo dell'accelerazione del piede durante la corsa con stampelle di un soggetto amputato.

Capitolo 5

Risultati

In questo capitolo vengono presentati i risultati ottenuti prima per soggetti normodotati e successivamente per un soggetto amputato.

5.1 Risultati corsa soggetti normodotati

Per quanto riguarda la corsa di soggetti normodotati è stato effettuato un test per valutare i metodi presenti nella letteratura. In particolare sono stati utilizzati due dei quattro metodi individuati in letteratura per determinare i tempi di contatto, esposti nel capitolo 4 . Il sensore è stato posizionato solo sulla pelvi dei soggetti. Non è quindi stato possibile effettuare le analisi ricavate dal posizionamento del sensore sul piede.

Di seguito si riporta l'andamento del primo metodo utilizzato, l'accelerazione antero-posteriore della pelvi:

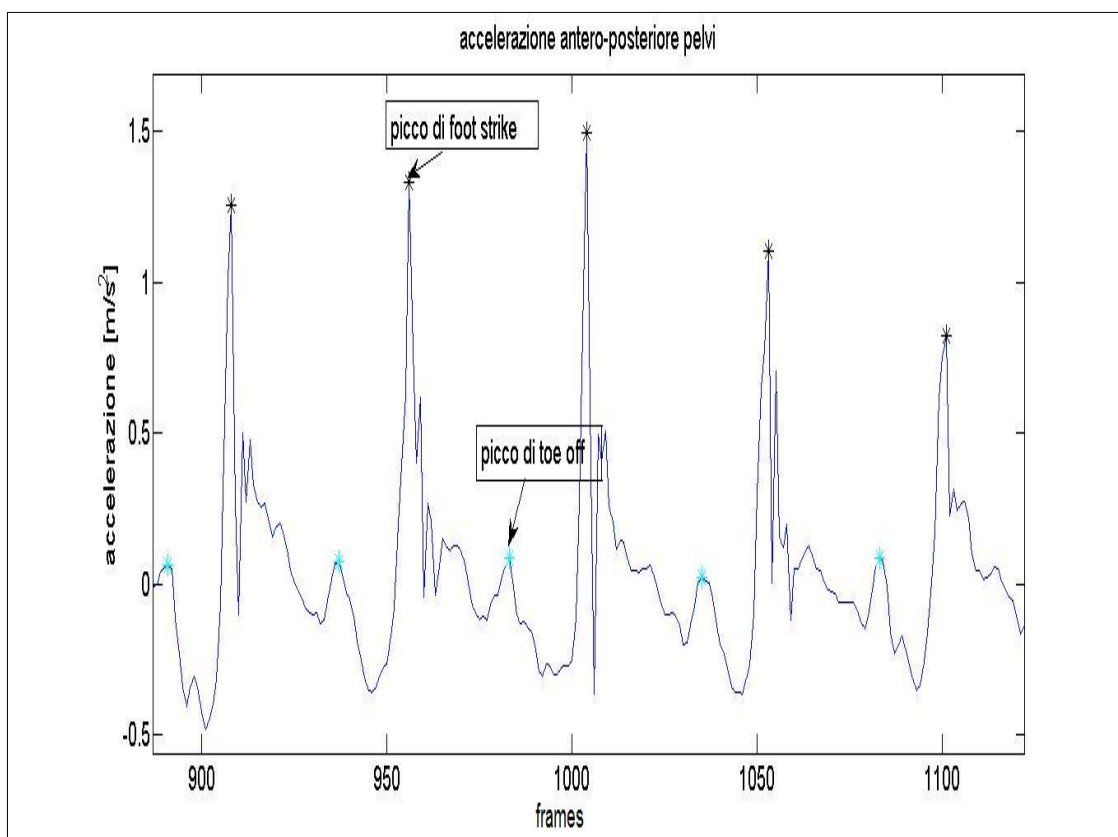


Figura 41: Andamento dell'accelerazione antero-posteriore della pelvi in un soggetto normodotato.

L'andamento dell'accelerazione antero-posteriore risultata regolare. Prendendo come riferimento lo studio di Lee et al (2010) è stato possibile distinguere chiaramente i picchi di foot strike e toe off per poter identificare le fasi di stance e swing.

Dalla derivata seconda della velocità angolare ricavata dal giroscopio è stata invece ottenuta la seguente curva:

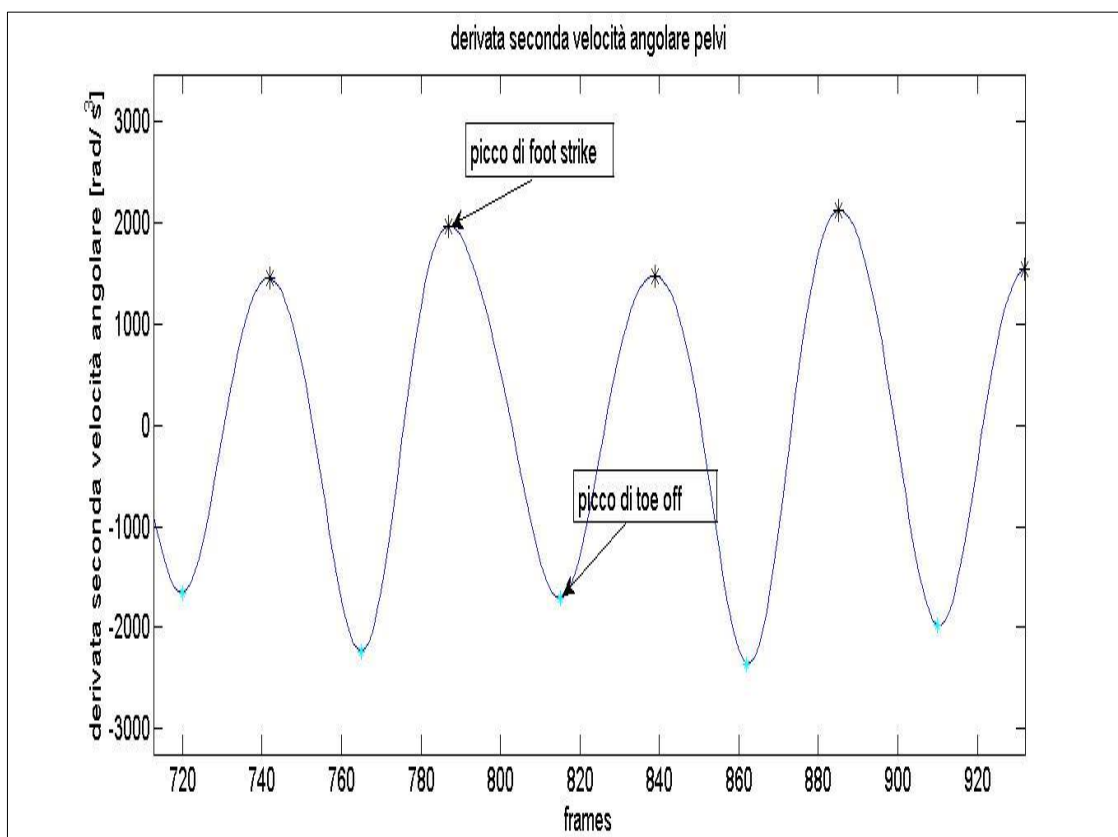


Figura 42: Andamento della derivata seconda della velocità angolare in un soggetto normodotato

Anche per la derivata seconda della velocità angolare l'andamento risultata regolare, e correttamente filtrato, come da riferimento (Bergamini et al (2011)).

5.2 Parametri temporali corsa normodotati

Sono stati calcolati i tempi di stance e swing per ciascun metodo. In particolare è stata calcolata media e deviazione standard di ciascuno. La media è stata trovata avendo a disposizione circa 70 cicli del passo della corsa per ognuna delle prove. La deviazione standard è l'indice che quantifica la dispersione delle singole prove rispetto al valore medio stimato. Vengono indicate in letteratura con le lettere “m” e “ σ ” (o “std”).

Di seguito si riportano i risultati ottenuti per due soggetti:

Soggetto 1	Tempo di stance [s]	Tempo di swing [s]
1° metodo (media ± SD)	0.22 ± 0.02	0.16 ± 0.05
2° metodo (media ± SD)	0.19 ± 0.02	0.18 ± 0.02

Tabella 2: Tempi di stance e di swing per il soggetto 1

Soggetto 2	Tempo di stance [s]	Tempo di swing [s]
1° metodo (media ± SD)	0.28 ± 0.08	0.10 ± 0.02
2° metodo (media ± SD)	0.17 ± 0.03	0.18 ± 0.04

Tabella 3: Tempi di stance e di swing per il soggetto 2

Per quanto riguarda l'utilizzo del primo metodo, in entrambi i soggetti risulta un tempo di stance più lungo rispetto al tempo di swing. I tempi di stance e di swing variano a seconda della velocità dell'atleta. I risultati ottenuti con i due metodi danno due interpretazioni dal punto di vista tecnico differenti. Dal primo metodo si ottengono tempi che possono essere ricondotti a una velocità di corsa sottomassimale, dove il tempo di stance dovrebbe essere 0,2 s e quello di swing 0,15 s. Invece utilizzando il secondo metodo i due tempi risultano confrontabili, tipico di una velocità di corsa massimale. Utilizzando un gold standard sarà possibile individuare quale metodo è più preciso differenziando anche a seconda del livello di atleta.

5.3 Risultati corsa soggetto amputato

Per la corsa con stampelle di un soggetto amputato sono stati invece analizzati i quattro metodi individuati in letteratura. Di seguito se ne riportano i grafici.

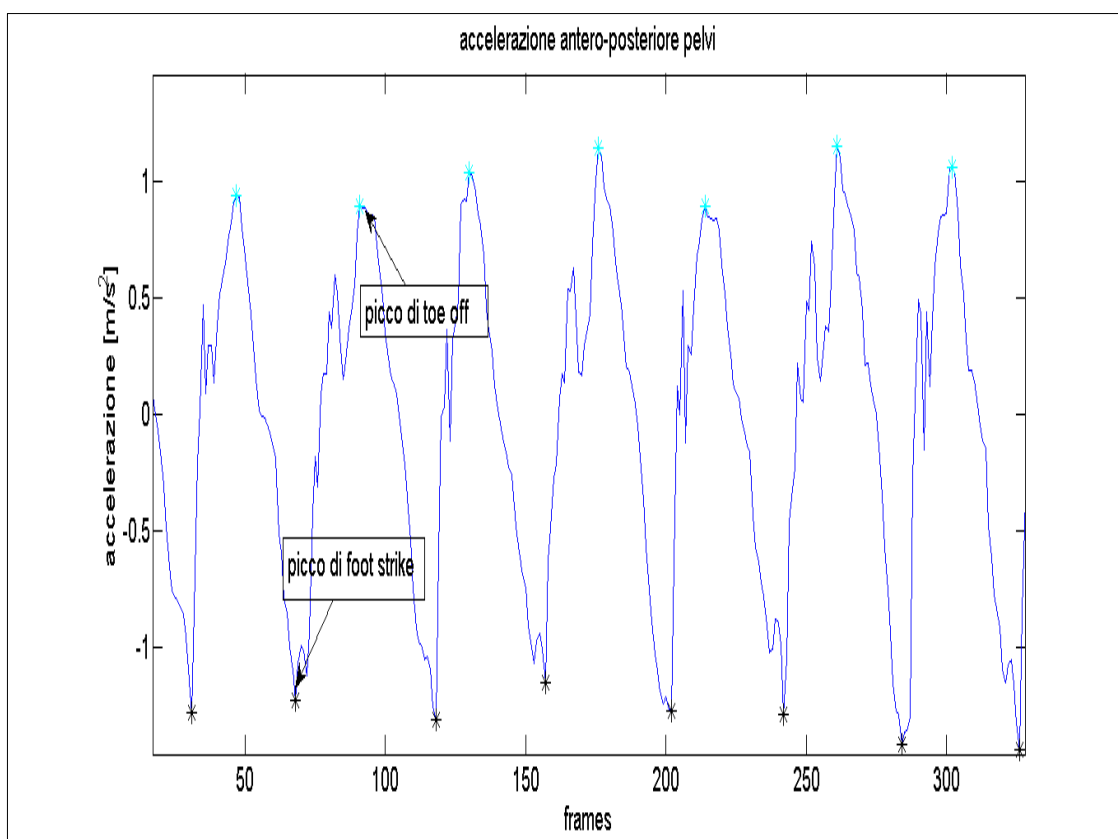


Figura 43: Andamento dell'accelerazione antero-posteriore della pelvi in un soggetto amputato

L'analisi dell'accelerazione antero-posteriore della pelvi è un metodo standard per individuare i tempi di contatto. Per la corsa di un soggetto amputato si è ottenuto un andamento non sempre regolare dell'accelerazione, e sono stati distinti i tempi di foot strike e toe off.

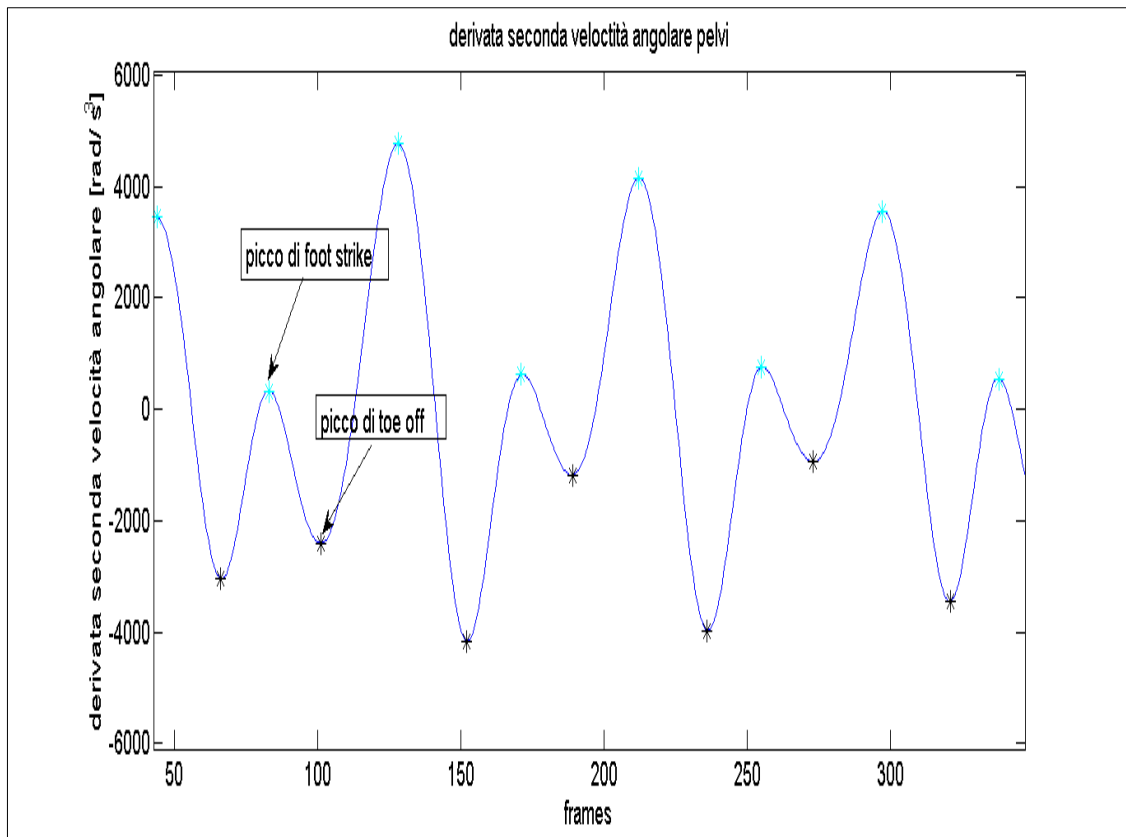


Figura 44: Andamento della derivata seconda della velocità angolare in un soggetto amputato

Questo tipo di analisi permette di distinguere le fasi della corsa di un soggetto amputato. Infatti, confrontando la curva con quella ottenuta per un soggetto normodotato si può distinguere la suddivisione della corsa in quattro fasi, e non più in due. Il tempo tra il primo foot strike (indicato in figura) e il toe off indica la fase di primo appoggio. A questa seguono le fasi di primo volo, secondo appoggio e secondo volo. In questo modo è possibile quindi identificare le fasi di appoggio e volo delle stampelle.

Per quanto riguarda i metodi che sfruttano l'analisi dell'accelerazione del piede, sono stati invece ottenuti i seguenti risultati:

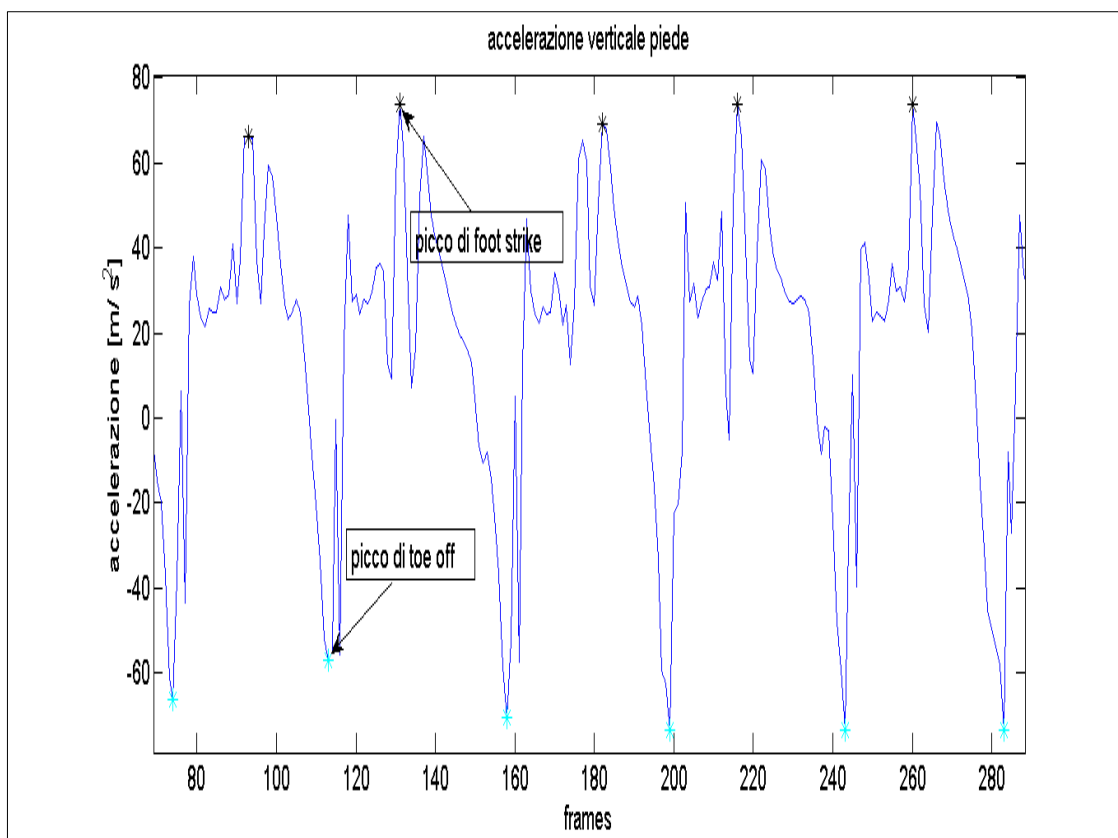


Figura 45: Andamento dell'accelerazione verticale del piede in un soggetto amputato

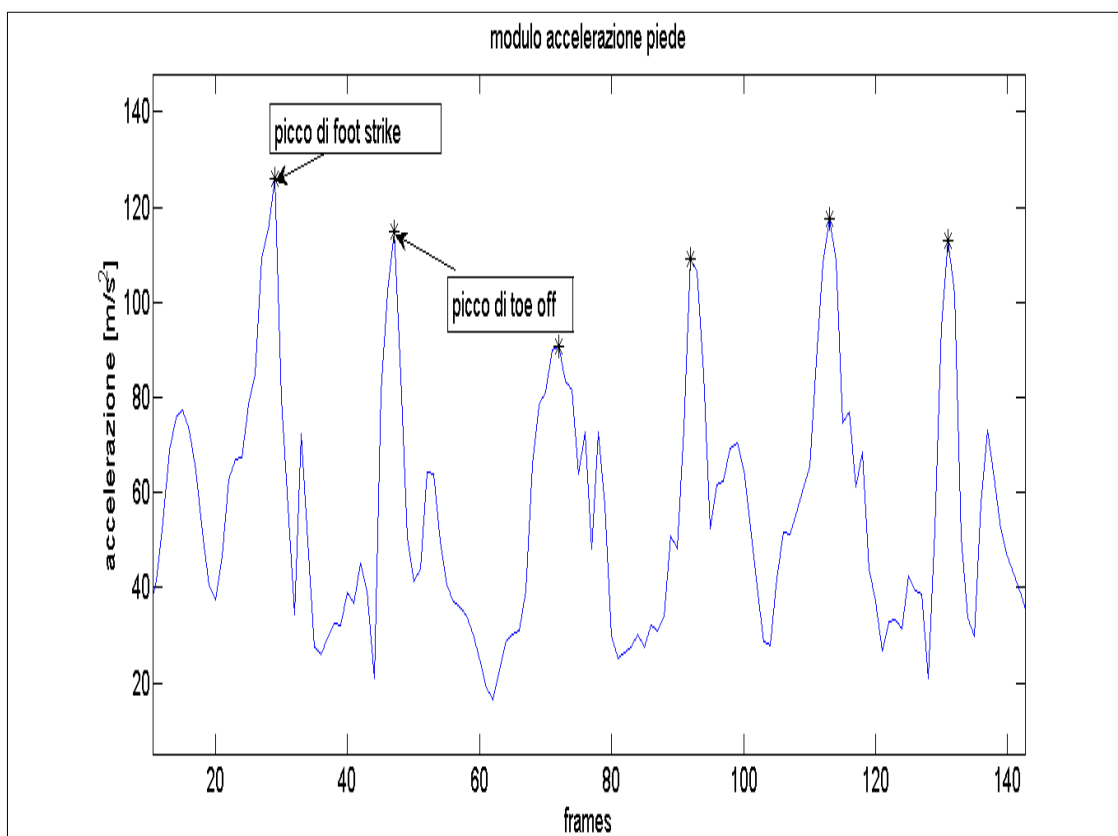


Figura 46: Andamento del modulo dell'accelerazione del piede in un soggetto amputato

Oltre ai metodi individuati in letteratura, è stata fatta un'ulteriore analisi sugli angoli articolari della caviglia.

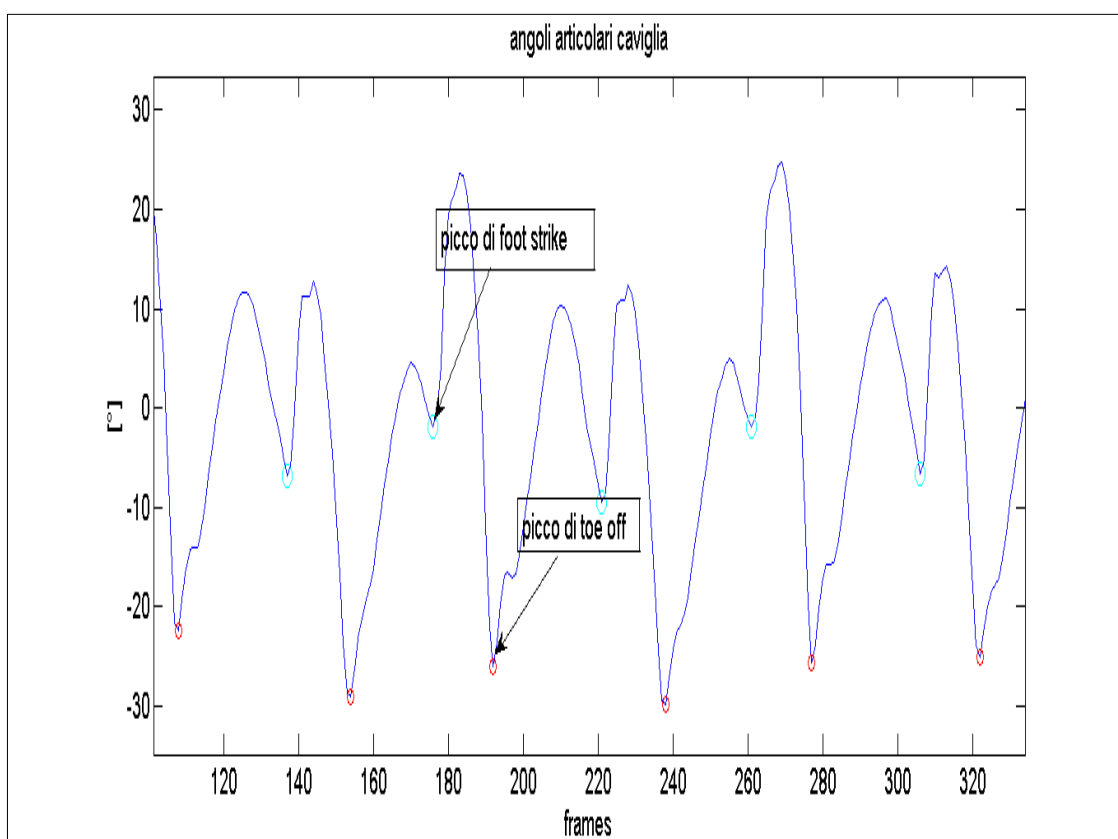


Figura 47: Andamento degli angoli articolari della caviglia

5.4 Parametri temporali corsa amputato

In tabella si riportano media e deviazione standard, calcolati su 30 cicli del passo circa escludendo le fasi di accelerazione e decelerazione, delle quattro fasi della corsa con stampelle di un soggetto amputato.

	1° appoggio [s]	1° volo [s]	2° appoggio [s]	2° volo [s]
1° metodo (accelerazione antero-posteriore pelvi)	0.16 ± 0.02	0.23 ± 0.11	0.09 ± 0.04	0.23 ± 0.05

2° metodo (derivata velocità angolare)	0.14 ± 0.02	0.21 ± 0.05	0.19 ± 0.01	0.17 ± 0.06
3° metodo (accelerazione verticale piede)	0.15 ± 0.02	0.15 ± 0.01	0.22 ± 0.01	0.16 ± 0.02
4 ° metodo (modulo accelerazione piede)	0.17 ± 0.03	0.17 ± 0.02	0.19 ± 0.02	0.17 ± 0.03
5° metodo (angoli articolari caviglia)	0.14 ± 0.01	0.24 ± 0.01	0.14 ± 0.01	0.18 ± 0.01

Tabella 4: Tempi di appoggio e di volo nella corsa di un soggetto amputato

I valori di appoggio e volo ottenuti nei diversi metodi sono in generale tra loro confrontabili. In particolare, il tempo di secondo appoggio ottenuto nel primo metodo risulta circa la metà di quello ottenuto con gli altri metodi. Contemporaneamente il tempo di secondo appoggio calcolato nel primo metodo è risultato circa maggiore del % rispetto ai valori ottenuti con gli altri metodi. Andando a fondo nell'analisi dell'accelerazione antero-posteriore della pelvi, è stato riscontrato un andamento non ripetibile confrontando tutti i cicli del passo della corsa. In particolare, sono presenti doppi picchi, come si vede in figura 48, e il toe off non è sempre individuato correttamente. L'algoritmo utilizzato per i tempi di contatto non è quindi efficace per tutti i cicli del passo in questo atleta.

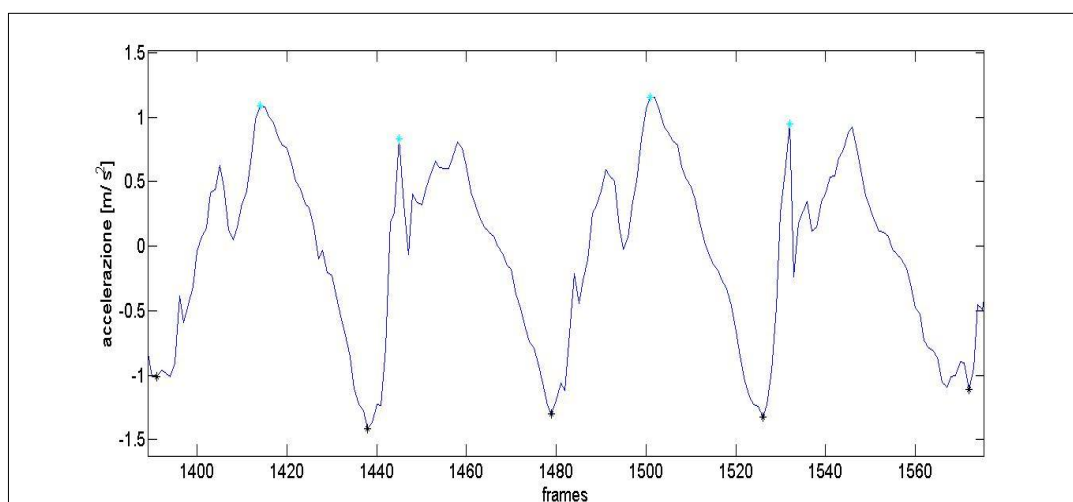


Figura 48: Andamento dell'accelerazione in dettaglio

Il secondo metodo è l'unico in cui appaiono chiaramente distinte le fasi della corsa con stampelle descritte nel capitolo 4: la fase di primo appoggio è più breve rispetto al secondo appoggio, e la fase di primo volo è più lunga rispetto al secondo volo.

Inoltre per la corsa di un soggetto amputato sono stati calcolati i tempi di contatto per i primi quattro cicli della corsa, tramite video a frequenza di 30 frame/s.

In tabella 5 si riportano la media e la deviazione standard dei tempi ottenute sui 4 cicli :

1° appoggio [s]	1° volo [s]	2° appoggio [s]	2° volo [s]
0.1 ± 0.03	0.25 ± 0.03	0.13 ± 0.00	0.19 ± 0.00

Tabella 5: Tempi di appoggio e di volo ottenute via video

Il metodo che ottiene tempi più vicini a quelli ottenuti tramite video è il quinto metodo, cioè l'analisi degli angoli articolari della caviglia. A questo segue l'analisi della derivata seconda della velocità angolare, l'analisi dell'accelerazione antero-posteriore della pelvi, e per ultimi i metodi che sfruttano l'accelerazione del piede.

Conclusioni e Sviluppi futuri

L'obiettivo dello studio era quello di analizzare la corsa con stampelle in soggetti amputati, attraverso sensori inerziali indossabili. Nello specifico sono stati individuati in letteratura i metodi classici per il calcolo dei parametri temporali nella corsa di normodotati e applicati alla corsa di un soggetto amputato.

Dato il numero ristretto di prove e la mancanza di un gold standard, in questa prima analisi sono stati studiati i vari metodi utilizzabili per il calcolo dei parametri temporali, e confrontati tra loro in maniera qualitativa. Utilizzando come riferimento un'analisi video dei primi 4 cicli della corsa del soggetto amputato sono stati identificati come più affidabili i metodi che sfruttano gli angoli articolari della caviglia e la derivata seconda della velocità angolare della pelvi.

Sviluppi futuri comprenderanno acquisizioni con telecamere con alta frequenza di acquisizione al fine di avere un gold standard più affidabile. In particolare nell'ultima versione del software utilizzato per l'acquisizione dei sensori inerziali sarà possibile gestire l'acquisizione video in maniera sincronizzata. Il gold standard permetterà di individuare quale dei metodi presentati in questa tesi risulta il più accurato per il calcolo dei tempi di contatto nella corsa con stampelle di un soggetto amputato. Verranno inoltre effettuate più prove e verranno acquisiti anche gli altri soggetti che fanno parte della nazionale italiana calcio amputati per poter generalizzare il risultato alla corsa con stampelle. In aggiunta potrà essere anche quantificato i tempi di contatto e di volo delle stampelle posizionando un sensore su di esse.

Bibliografia

- [1] L'analisi del movimento:
http://people.unica.it/pau/files/2011/05/gait_ridotto_1_3.pdf.
- [2] F. Riva e R. Stagni, Appunti del corso di Biomeccanica *L*, 2013
- [3] A. Cappello, A. Cappozzo e P. E. di Prampero, Bioingegneria della postura e del movimento, Pàtron editore, 2003.
- [4] Analisi del movimento, cenni storici:
http://www.sportec.it/corsiformazione_file/09-10%20-%20Analisi%20del%20movimento%20cenni%20storici.pdf.
- [5] Analisi del movimenti:
<http://www.unicam.it/farmacia/FisicaFitness/stranieri/Lezioni%20Pdf/4-Cinematica-Analisi%20del%20Movimento.pdf>.
- [6] Tecniche per l'analisi della postura e del movimento:
<http://www.sti.uniurb.it/lattanzi/SCMOT/lezioni/Lez19.pdf>.
- [7] R. Begg, Computational Intelligence for Movement Sciences: Neural Networks and Other Emerging Techniques, Idea Group Pub, 2006.
- [8] J. H. Luinge, Inertial sensing of human movement, Twente University Press, 2002.
- [9] D. Borra, Analisi del cammino in acqua tramite sensori inerziali: accuratezza strumentale e fasce di normalità, 2014.
- [10] Biomeccanica:
<http://www.sportmonitoring.com/it-it/servizi/biomeccanica.aspx>.
- [11] Analisi biomeccanica della camminata e della corsa:
<http://ambretti.altervista.org/Biomeccanica-corsa-camminata.pdf>.
- [12] Le basi del cammino:
http://campus.unibo.it/8940/1/Dispensa_3_%28cammino_e_fisioterapia%29.pdf.

- [13] Valentina Camomilla, Elena Bergamini, Silvia Fantozzi, Giuseppe Vannozzi ISBS 2015, *In-field use of wearable magneto-inertial sensors for sports performance evaluation*.
- [14] M. Norris, R. Anderson, I. Kenny:
Method analysis of accelerometers and gyroscopes in running gait: A systematic Review.
- [15] J. A. Mercer, J. Vance, A. Hereljac, J. Hamill:
Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities, 2002.
- [16] J. B. Lee, K. J. Stutter, C. D. Askew, B. J. Burkett:
Identifying symmetry in running gait, using a single inertial sensor, 2009.
- [17] C. Strohrmann, H. Harms, C. Kappeler-Setz, G. Troster
Monitoring kinematic changes with fatigue in running using body-worn Sensors, 2012.
- [18] J. B. Lee, R. B. Mellifont, B. J. Burkett;
The use of a single inertial sensor to identify stride, step and stance durations of running gait. 2010.
- [19] P. G. Weyand, M. Kelly, T. Blackadar, J. C. Darley, S. R. Oliver, N E, Ohlenbusch, S. W. Joffe, R, W, Hoyt:
Ambulatory estimates of maximal aerobic power from foot-ground contact times and heart rates in running humans, 2001.
- [20] E. Bergamini, P. Picerno, H. Pillet, F. Natta, P. Thoreux, V. Camomilla:
Estimation of temporal parameters during sprint running using a trunk-mounted inertial measurement unit, 2011.
- [21] H. Enders, V. von Tscharnner, B. Nigg:
The effects of preferred and non- preferred running strike patterns on tissue vibration properties, 2013.
- [22] APDM: <http://apdm.com/Wearable-Sensors/Opal>.
- [23] M. Pesare: *Parametri spazio-temporali del cammino in cammino in acqua tramite l'utilizzo di sensori inerziali*.

- [24] Shao X. G. , Ma C. X. : *A general approach to derivative calculation using wavelet transform.*